

AUS DEM MEDIZINISCHEN ZENTRUM FÜR ZAHN-, MUND- UND
KIEFERHEILKUNDE

des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg
und des Universitätsklinikums Gießen und Marburg GmbH, Standort Marburg
Geschäftsführender Direktor: Prof. Dr. Frankenberger

- ABTEILUNG FÜR ZAHNERHALTUNG -

Direktor: Prof. Dr. R. Frankenberger

**Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich –
Verfügbare Evidenz und retrospektive Daten**

Inaugural-Dissertation

zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnheilkunde

dem Fachbereich Medizin

der Philipps-Universität Marburg

vorgelegt

von

Katarina Andjic

aus Berlin

Marburg/Lahn 2015

Angenommen vom Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg am:

08.07.2015

Gedruckt mit der freundlichen Genehmigung des Fachbereiches.

Dekan: Prof. Dr. Helmut Schäfer

Referent: Prof. Dr. Roland Frankenberger

1. Korreferent: Prof. Dr. Klaus Pieper

Originaldokument gespeichert auf dem Publikationsserver der
Philipps-Universität Marburg
<http://archiv.ub.uni-marburg.de>



Dieses Werk bzw. Inhalt steht unter einer
Creative Commons
Namensnennung
Keine kommerzielle Nutzung
Weitergabe unter gleichen Bedingungen
3.0 Deutschland Lizenz.

Die vollständige Lizenz finden Sie unter:
<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/3.0/de/>

Für David und Damian

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis.....	5
Abbildungsverzeichnis	8
Tabellenverzeichnis.....	8
1 Einleitung.....	11
2 Literaturübersicht	13
2.1 Entwicklung der Kompositmaterialien	13
2.2 Aufbau von Kompositmaterialien.....	14
2.2.1 Organische Matrix.....	14
2.2.2 Anorganische Komponente	16
2.2.3 Die Verbundphase	18
2.3 Matrixmodifizierte Kompositmaterialien	20
2.3.1 Kompomere	20
2.3.2 Ormocere	20
2.4 Rheologisches Verhalten.....	21
2.4.1 Fließfähige Komposite	21
2.4.2 Stopfbare Komposite	21
2.5 Adhäsivtechnik.....	22
2.5.1 Entwicklung der Dentaladhäsive	22
2.5.2 Zusammensetzung der Dentaladhäsive.....	28
2.5.3 Adhäsive Schmelzhaftung.....	29
2.5.4 Adhäsive Dentinhaftung	31
2.6 Die Polymerisation.....	32
2.7 Die Polymerisationsschrumpfung.....	34
2.8 Der C-Faktor	36
2.9 Werkstoffliche Grundlagen.....	37
2.9.1 Elastizitätsmodul.....	37
2.9.2 Biegefestigkeit	37
2.10 Testverfahren für Adhäsivsysteme	38
2.10.1 Mikrozugversuch (Microtensile Bond Strength)	38
2.10.2 Thermocycling (Thermische Wechselbelastung).....	39
2.10.3 Kausimulation (mechanische Wechselbelastung).....	40
3 Fragestellung	42

4	Material und Methode.....	43
4.1	Literaturrecherche	43
4.1.1	Systematische Evidenz-Recherche	43
4.1.2	Datenbanken.....	45
4.1.3	Verlauf der Internetrecherche.....	46
4.1.4	Handsuche	46
4.2	Eigene Untersuchungen.....	47
5	Ergebnisse.....	50
5.1	Klinische Studien.....	50
5.2	Studien zur Adhäsion	58
5.3	Studien zur klinischen Simulation.....	66
5.4	Ergebnisse der eigenen Untersuchungen	76
6	Diskussion.....	77
6.1	Diskussion der Haftwerte unterschiedlicher Adhäsivsysteme	77
6.1.1	Allgemeine Haftfestigkeitsuntersuchungen verschiedener Adhäsivsysteme	78
6.1.2	Einfluss der Phosphorsäurekonditionierung	79
6.1.3	Einfluss der Adhäsivsysteme und Restaurationsmaterialien auf die marginale Integrität.....	80
6.1.4	Einfluss von Materialeigenschaften, C-Faktor und Schichttechnik auf den Haftverbund.....	82
6.1.5	Einfluss der Dentinregion und -morphologie	84
6.1.6	Einfluss der Wasserlagerung.....	85
6.1.7	Einfluss der Polymerisation	86
6.2	Diskussion über die Auswirkung verschiedener Aspekte auf die Haltbarkeit posteriorer Kompositrestaurationen	88
6.2.1	Klinische Faktoren.....	89
6.2.2	Der Behandler	89
6.2.3	Der Patient	91
6.2.4	Materialeigenschaften.....	92
6.3	Gründe für den Ausfall der Funktionstüchtigkeit	93
7	Schlussfolgerung	95
8	Zusammenfassung	96
8.1	Zusammenfassung (dreiseitig).....	96
8.2	Zusammenfassung (einseitig)	99
8.3	Zusammenfassung (einseitig, englisch)	100
9	Literaturverzeichnis.....	101

10	Anhang.....	118
10.1	Klinische Studien	118
10.2	Studien zur Adhäsion	120
10.3	Studien zur klinischen Simulation.....	126
11	Danksagung	132

Abbildungsverzeichnis

Abb. 1 Einteilung der Komposite nach Art der Füller nach Roulet [21]	18
Abb. 2 Gebräuchliche Monomere in Kompositen nach Hellwig [12]	19
Abb. 3 Verschiedene Adhäsivsystemgenerationen nach Frankenberger [32]	23
Abb. 4 Adhäsivsysteme mit Erhalt der Schmierschicht nach Engeln [32]	24
Abb. 5 Dentinkonditionierung Total-Etch- und Selbstätzende Primer- Adhäsivsysteme nach Engeln [32]	26
Abb. 6 Überblick über die marktüblichen Adhäsivsysteme nach Schmelz/Dentin- Behandlung nach Frankenberger [36]	27
Abb. 7 Mikroretentives Schmelzrelief nach Konditionierung. Schematische Darstellung der drei Ärztemuster-Typen nach Hellwig [12]	30
Abb. 8 Schematische Darstellung der mikromechanischen Schmelzhaftung; (A) rheologischer Effekt, (B) mikromechanische Haftung nach Engeln [32]	31
Abb. 9 Auswirkungen der Polymersitationsschrumpfung auf Zahn und Komposit nach Ward [52].....	35
Abb. 10 Der Konfigurationsfaktor (C-Faktor) nach Feilzer [53]	36
Abb. 11 Beispiel für die Probenherstellung für den Haftverbundtest nach De Munck [64]	39
Abb. 12 Kausimulation mit simultaner Wechselbelastung [78]	40
Abb. 13 Kausimulation und Thermocycling [79].....	41
Abb. 14 Vereinfachte graphische Darstellung des Selektionsprozesses	47

Tabellenverzeichnis

Tabelle 1 Hauptbestandteile lichthärtender Komposite [12] (Hellwig 2007)	14
Tabelle 2 Einteilung der "Evidenz"stärke modifiziert nach AHCPR [81]	44

1 Einleitung

In den letzten Jahren ist die Nachfrage nach Kompositmaterialien deutlich gestiegen. Zum einen erwachte bei vielen Patienten immer mehr der Wunsch nach ästhetisch anspruchsvollen Versorgung, zum anderen waren viele aufgrund der kontroversen Diskussion über eine mögliche Toxizität des Amalgams stark verunsichert. Auch der Praktiker suchte nach einem Füllungsmaterial, welches randdichte Füllungen ermöglichte, gleichzeitig aber substanzschonend und weniger zeitintensiv angewendet werden konnte. Komposite und die mit ihnen verbundene Adhäsivtechnik wurden zur Grundlage der modernen restaurativen Zahnheilkunde [1]. Schon seit den 1960er Jahren gilt zahnfarbenes Komposit als das Mittel der Wahl für die Restauration im Frontzahnbereich. Ermöglicht wurde eine erfolgreiche Insertion der Kompositfüllung durch die erstmals von Buonocore [2] beschriebene Säureätztechnik: Durch das Konditionieren des Schmelzes mit einer Säure vor der Adhäsivanwendung wird ein mikroretentiver Verbund zwischen Zahnhartsubstanz und Restaurationsmaterial ermöglicht. Im Seitenzahnbereich werden Komposite mittlerweile seit mehr als 20 Jahren angewendet. Jedoch fielen die ersten klinischen Daten, die Anfang der 1980er erfasst wurden, nicht allzu positiv aus [3]. Sorgen bereitete vor allem die geringe Abrasionsbeständigkeit der damaligen Kompositmaterialien, die zum Verlust von Füllungskonturen und Approximalkontakten führte. Weiter kamen häufig Frakturen, Randeinbrüche und -undichtigkeiten als Folge der Polymerisationschrumpfung vor. Dadurch war die Überlebensdauer einer Kompositfüllung begrenzt [4-7]. Viele dieser Nachteile konnten in den letzten Jahren durch die Weiterentwicklung der Komposit- und Adhäsivmaterialien deutlich verringert werden [3], welches das Anwendungsspektrum des Materials um einiges erweiterte: von kleineren Restaurationen bis hin zu ausgedehnteren, höckerersetzenden Versorgung [1].

Ziel dieser vorliegenden Arbeit ist es, durch intensive Literaturrecherche eine auf Evidenz basierende Datenbank zu erstellen. Diese soll als Grundlage einer Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) zur Evidenz bezüglich Kaulast tragender Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich dienen. Des weiteren sollen die erstellten Ergebnisse gleichzeitig mit der klinischen Performance

von Restaurationen an der Marburger Zahnklinik verglichen werden. Zur Erstellung der Übersichtstabellen, wurden die selektierten Studien in 3 Gruppen aufgeteilt:

- Klinische Studien
- Studien zur Adhäsion
- Studien zur klinischen Simulation.

2 Literaturübersicht

2.1 Entwicklung der Kompositmaterialien

Anfang des 20. Jahrhunderts wurden Silikatzemente in die Zahnmedizin eingeführt und blieben mehrere Jahrzehnte die einzigen Materialien, die für annehmbare ästhetische Füllungen im sichtbaren Bereich gebraucht werden konnten. Jedoch brachten sie auch viele Schwächen mit sich, da sie neben ihrer ausgesprochen hohen Pulpatoxizität und geringen Abrasions- und Dimensionsstabilität auch sehr wasserlöslich und anfällig für eine Austrocknung waren. Zudem führte ihre schlechte Polierbarkeit schnell zu Plaque-retentionen und Verfärbung [8]. Anfang der vierziger Jahre wurden erstmals die in Deutschland entwickelten selbsthärtenden Acrylate eingeführt. Sie enthielten ein Initiatorsystem, das die Aushärtung der Acrylat-Kunststoffe, welche ursprünglich für die Zahnprothesenherstellung gedacht waren, schon bei Mundhöhlentemperatur initiierte [9]. Das im Jahre 1949 auf den Markt eingeführte „Rapid-Palapont“ war eines der ersten gut untersuchten Präparate welches auch klinisch angewendet wurde [10]. Diese selbsthärtenden Kunststoffe boten somit eine Alternative zu den Silikatzementen und stießen auf großes Interesse. Doch auch diese Materialien blieben nicht ohne werkstoffliche Nachteile. Durch die hohe Polymerisationsschrumpfung erhöhte sich die Randspaltbildung und die Gefahr einer Sekundärkaries. Außerdem blieb aufgrund des geringen Polymerisationsgrades ein hoher Restmonomergehalt bestehen, der sich pulpatoxisch auswirkte. Das verhältnismäßig kleine Methacrylat-Molekül konnte schnell, schon während der Polymerisationsphase, durch die Dentinkanälchen zur Pulpa durchdringen und so zu Gewebszerstörung oder gar Devitalisierung führen [9]. Die Kunststoffe mussten daher weiter entwickelt werden, um bessere Ergebnisse zu erzielen.

Als „Revolutionär“ der Kompositentwicklung gilt Bowen, der 1962 das sogenannte Bowen-Monomer (Bis-GMA) entwickelte [11]. Er synthetisierte ein höhermolekulares Monomer, fügte anorganische Silikatpartikel bei [9] und entwickelte ein somit auf Harz basierendes und mit Quarzsand aufgefülltes Füllungsmaterial. Dieses Additionsprodukt eines Epoxidharzes und der Methylmethacrylsäure als Matrix bot einen neuen Füll-

werkstoff, der verbesserte physikalische Eigenschaften mit sich brachte, u.a. geringere Pulpatoxizität, Polymerisationsschrumpfung und Restmonomergehalt, höhere Dimensionsstabilität. Die Markteinführung der dann durch Bowen [11] beschriebenen Komposite erfolgte letztendlich Mitte der 60er Jahre. Komposite werden auch heute noch stetig weiter optimiert, jedoch ist das Grundgerüst, wie damals von Bowen zusammengesetzt, das gleiche geblieben.

Tabelle 1 Hauptbestandteile lichthärtender Komposite[12]

Bestandteil	Kurzbezeichnung	Chemische Bezeichnung
Organische Matrix		
Monomer	Bis-GMA	Bisphenol-A-Glycidyl-Methacrylat
	UDMA	Urethandimethacrylat
Komonomer	TEDMA	Triethylen-Glycol-Dimethacrylat
	EDMA	Ethylen-Glycol-Dimethacrylat
Initiator (Photopolymerisat)	Peroxide	Kampferchinon
Inhibitor (Stabilisator)		z. B. Eugenol (sterische Phenole)
Anorganische Matrix		
Makrofüller	Quarz, Glas, Keramik	Lithium-Aluminium-Silikat
Mikrofüller	feinstteiliges Siliziumdioxid	z. B. pyrogenes SiO ₂
Haftvermittler	Silan	z. B. Methacryloxypropyl-trimethoxysilan

2.2 Aufbau von Kompositmaterialien

2.2.1 Organische Matrix

Im nicht ausgehärteten Zustand besteht die organische Matrix aus Monomeren, Initiatoren, Stabilisatoren, Pigmenten und weiteren Additiven [12]. Methacrylate bilden die Basis aller Füllungskunststoffe. Die verwendeten Monomere sind multifunktionelle Methacrylate, meistens die sogenannten BisGMA (Bisphenol-A-glycidil-dimethacrylat)-Moleküle, deren vereinfachte Formel MA-R-MA lautet. Dabei steht das M für die Methacrylate. Diese Matrixmoleküle zeichnen sich durch eine relativ hohe Reaktivität auch bei niedrigen Temperaturen, geringe toxische Wirkungen, gute physikalische Eigenschaften und eine relative Farbstabilität aus. Das R steht für die Methylgruppe –CH₃ und ist ein organisches Zwischenglied. Es kann sich dabei um Polyäther, aromatische Ringe, aliphatische Ketten oder Urethanpräpolymere handeln. Dieses zentrale Molekül trägt unter anderem die Verantwortung für die mechanischen Eigenschaften, wie z.B. Polymerisationsgrad, Wasseraufnahme, Schrumpfung, Viskosität. Die Was-

seraufnahme der Kompositmatrix steigt mit der Anzahl der Sauerstoffatome und Hydroxylgruppen an [12]. Die BisGMA ist ein langes und somit ziemlich starres Molekül. Um dieser hohen Viskosität entgegenzuwirken, werden Verdünnermonomere (Comonomere) hinzugefügt. Ein weiteres wichtiges Monomer ist das Urethandimethacrylat (UEDMA), welches jedoch überwiegend in Kombination mit BisGMA verwendet wird.

Unter Initiatoren versteht man Matrixbestandteile, die durch chemophysikalische Aktivierung in energiereiche Moleküle (Radikale) zerfallen, welche dann mit den Doppelbindungen der Monomere eine Reaktion eingehen [12, 13]. Durch diese Vernetzungsreaktion entstehen lange Polymerketten. Trotz des verhältnismäßig geringen Anteils der Initiatoren, spielt ihre Reaktionsfreudigkeit eine entscheidende Rolle für den Polymerisationsgrad und somit auch für die chemischen, physikalischen und mechanischen Materialeigenschaften [14]. Das Redox-Initiator/ Coinitiator-System startet die Aushärtung des Komposits. Dabei unterscheidet man zwischen zwei Arten der Polymerisation: Auto- und Photopolymerisation. Bei den autopolymerisierenden (selbsthärtenden) Systemen enthält die Katalysatorpaste den Initiator (meist Dibenzoylperoxid). Die Basispaste enthält ein tertiäres Amin als Akzelerator (Coinitiator) [9]. Durch den Akzelerator zerfällt das Dibenzoylperoxid in zwei gleiche Radikale [15]. Die Öffnung der Doppelbindung des Monomermoleküls startet zusätzlich die Polymersitationsreaktion [16]. Der Vorteil der Autopolymerisation ist, dass das Material ohne weitere Energiezufuhr in der gesamten Dicke nach ca. 4-5 Minuten aushärtet. Da aber hierbei zwei Pasten miteinander vermischt werden müssen, werden oftmals Luftblasen mit eingeschlossen, die später nach dem Aushärten als Poren sichtbar werden und zu Verfärbungen des Kunststoffs und zu einer geringeren Abrasionsfestigkeit des Materials führen. Ein weiterer Nachteil ist der im Vergleich zu lichthärtenden Materialien geringere Polymerisationsgrad, welcher zu einem erhöhten Restmonomergehalt und somit verringerter Pulpaverträglichkeit führt [12]. Die Photopolymerisation erfolgt durch Licht. Der wichtigste Photoinitiator ist dabei ein Diketon (Campherchinon), das durch Licht mit einer Wellenlänge von 470nm aktiviert wird [9]. Durch die Energie der Lichtquanten wird das Diketon aktiviert und reagiert mit dem Reduktionsagens, einem aliphatischen Amin. Dieser entstandene angeregte Komplex zerfällt in Radikale und die Reaktion wird gestartet [12].

Sowohl lichthärtende als auch selbsthärtende Kunststoffe enthalten Inhibitoren, welche als Stabilisatoren fungieren. Dabei handelt es sich meist um Phenole (Hydrochinomonomethyläther). Aber auch Antioxidantien wie Butylhydroxytoluol oder Eugenol können eingesetzt werden. Sie verhindern eine vorzeitige Polymerisation indem sie mit Radikalen, die vorzeitig während der Lagerung aufgrund von Wärme- oder Lichteinfluss entstanden sind, reagieren. Diese werden somit abgefangen und es entstehen neue, reaktionsträgere Radikale, die keine neuen Polymerisationen hervorrufen können. Diese Reaktion führt zu einer verbesserten Lagerungsfähigkeit der Komposite [16]. Die Zugabe von Photostabilisatoren verhindert die Verfärbung der Kompositfüllung, die durch Tages- bzw. UV-Licht auftreten kann. Sie fungieren wie ein UV-Filter, da sie das UV-Licht absorbieren und in Wärme umwandeln. Dafür werden z.B. Hydroxymethoxybenzophenon, Phenylsalizylat oder Hydroxymethylphenylbenzotriazole verwendet. Ihre Aufgabe ist die möglichst vollständige Absorption von Licht unterhalb von 350nm [12]. Organische und anorganische Pigmente werden den Kompositen zur Farbgebung und Transparenz zugesetzt. Eisen- und Titanoxide bilden hierbei die anorganischen Pigmente. Voraussetzung ist, dass sie über gute Farbstabilität bei Wärme und chemischen Einflüssen verfügen und chemisch unbedenklich sind [16]. Als weitere Additiva können noch Weichmacher und optische Aufheller genannt werden.

2.2.2 Anorganische Komponente

Anorganische Füllstoffe in der Kunststoffmatrix sind wesentlich für die physikalischen und mechanischen Eigenschaften des Komposits verantwortlich. Der Fülleranteil liegt dabei heute über 50% [9]. Durch diese Beimengung erreicht man eine verbesserte Röntgenopazität, Druck-, Abrieb- und Zugfestigkeit, sowie eine Verringerung der Polymerisationsschrumpfung, Wasseraufnahme und des linearen thermischen Expansionskoeffizienten [8, 12]. Zu den üblichen anorganischen Füllkörpern zählen feingemahlener Quarz, Zirkondioxidgläser, Yttrium- oder Ytterbiumtrifluorid, pyrogenes Siliziumdioxid, mikrofeine Strontium- und Bariumsilikatgläser [12, 17]. Das klinische Verhalten wird maßgeblich durch sowohl den Füllertyp, als auch den Füllstoffgehalt vorgegeben, wobei die Füllpartikelgröße bei den zahnärztlichen Kompositen zwischen 0,04 und 100µm variiert [18].

Als konventionelle Komposite gelten Makrofüllerkomposite. Sie enthalten rein anorga-

nische, splitterförmige Partikel mit einer Korngröße von 0,1-100µm, die meist aus Quarz, Glas oder Keramik bestehen. Die Größe der Makrofüller liegt dementsprechend über der Wellenlänge des Lichts und somit sind sie für das menschliche Auge erkennbar. Aufgrund des Härteunterschiedes zwischen Füller und Matrix kommt es bei der Einwirkung von externen Faktoren, wie z.B. Hydrolyse, zum Herausbrechen der Füller aus der Matrix. Dies hat eine raue Oberfläche zur Folge, die sich schlecht polieren lässt und somit eine Plaqueretention erleichtert. Ein weiterer Nachteil ist die ebenfalls dadurch verminderte Verschleißfestigkeit [12].

Die Füllkörper der Mikrofüllerkomposite haben eine Größe von $< 1\mu\text{m}$ und sind meistens pyrogene Kieselsäuren (Siliziumdioxid). Ihre Polierbarkeit ist aufgrund der geringen Partikelgröße deutlich besser als die der Makrofüller. Man unterscheidet zwischen den homogenen und den inhomogenen Mikrofüllerkompositen. Die homogenen Mikrofüllerkomposite enthalten mikrofeine kugelförmige SiO_2 Partikel und haben dadurch eine erhöhte Oberfläche, was die Viskosität des Materials stark ansteigen lässt. Um dennoch einen akzeptablen Füllergehalt und eine verarbeitbare Konsistenz zu erlangen, wurden splitterförmige vorpolymerisierte Partikel dem Material beigefügt. Dadurch enthalten die inhomogenen Mikrofüllerkomposite einen erhöhten Fülleranteil, ohne negative Auswirkungen auf die Konsistenz zu haben [19, 20]. Mikrofüllerkomposite ermöglichen verschleißfeste und sehr gute ästhetische Restaurationen, aber ihre physikalischen Eigenschaften sind schlechter als bei den Makrofüllerkompositen. Der verhältnismäßig niedrige Füllkörperanteil bedingt eine erhöhte Polymerisations-schrumpfung, eine geringere Biegefestigkeit und ein geringeres Elastizitätsmodul. Zudem entstehen bei Kaubelastung oder Polymerisation Risse an der Grenzfläche zwischen den Vorpolymerisaten und der Matrix. Eine sekundär verringerte Verschleißfestigkeit im Seitenzahnbereich ist die Folge [12]. Die Hybridkomposite vereinen die Vorteile sowohl der Makrofüller- als auch der Mikrofüllerkomposite und erreichen somit hervorragende physikalische Eigenschaften. Dabei werden die Füllkörper beider Komposite in einem Material kombiniert. Der Makrofülleranteil beträgt ca. 85%, während der Anteil der Mikrofüller bei ca. 15% liegt. Die mittlere Teilchengröße liegt zwischen 2 und 10 µm, wobei sie auch mal kleiner als 2 und mal größer als 10µm ausfallen kann. Heutzutage gibt es auch Feinpartikelkomposite mit einer mittleren Füllergöße von $< 1\mu\text{m}$ [12]. Ihre Oberflächenbeschaffenheit ist aufgrund der reduzierten Teilchengröße

ße verbessert und ermöglicht somit eine bessere Politur, was in einer geringeren Plaqueretention resultiert. Ihre gute Verarbeitbarkeit, Randgestaltung und Volumensstabilität, sowie die ästhetischen Ergebnisse haben den Hybridkompositen einen festen Platz im Behandlungsspektrum ermöglicht.

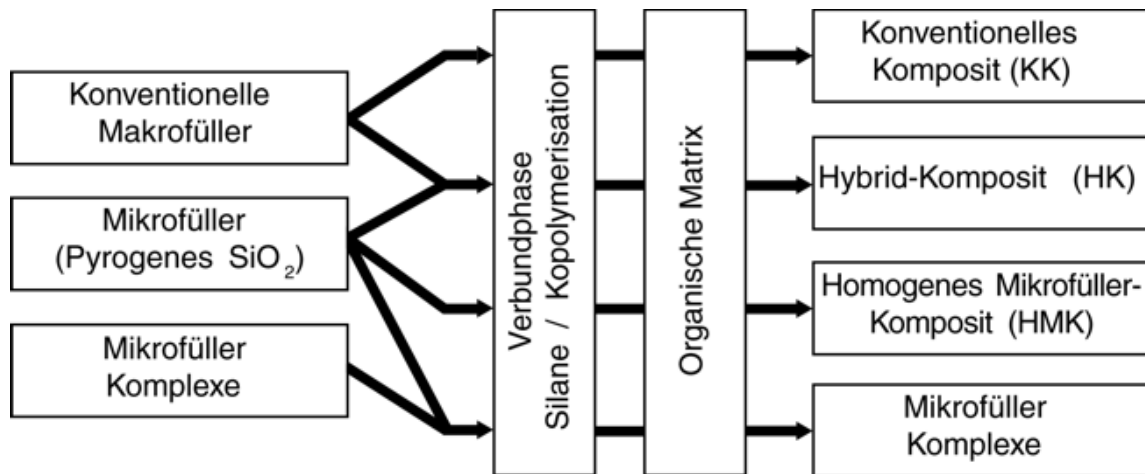


Abb. 1 Einteilung der Komposite nach Art der Füller [21]

Eine Sonderstellung zwischen Mikrofüllerkomposit und Hybridkomposit nimmt das Nanonfüllerkomposit ein. Es ist der Technik somit gelungen, den Füllergehalt eines Mikrofüllers auf den eines Hybridkomposits zu erhöhen. Dabei gibt es einerseits die „top-down“ Strategie bei der größere Partikel verkleinert werden und die „bottom-up“ Strategie bei der die Nanopartikel, ausgehend von Atomen und Molekülen, durch kontrollierte Flammenpyrolyse oder Sol-Gel-Kristallisation gebildet werden [22]. Zudem ist es gelungen, diese Nanopartikel zu isolieren und somit ein selbstständiges agglomerieren zu verhindern. Mit diesen freien Nanomeren konnte man nun eine gegenüber dem konventionellen Mikrofüllerkomposit deutliche Erhöhung des Füllkörpergehaltes erreichen, der dem des Hybridkomposits entspricht [23]. Durch diese neue Technologie wurden auch die physikalischen Eigenschaften verbessert, die sich in einer verringerter Polymerisationsschrumpfung und einer erhöhten Bruch- und Abrasionsfestigkeit widerspiegeln [22].

2.2.3 Die Verbundphase

Eine direkte Verbindung zwischen organischer und anorganischer Phase ist nicht möglich, da Füllstoffe und Monomermatrix zwei verschiedenartige Phasen darstellen. An-

organische Füllstoffe haben eine hydrophile Oberfläche, welche meist mit Hydroxylgruppen oder Sauerstoffatomen bedeckt ist, und können somit nicht mit der hydrophoben Monomermatrix in Wechselwirkung treten. Um trotzdem eine chemische Verbindung zu ermöglichen, bedarf es einer Oberflächenbehandlung des anorganischen Füllstoffes mit organischen Siliziumverbindungen (Silanen). Als Silanisierungsmittel wird vornehmlich das 3-Methacryloxypropyltrimethoxysilan verwendet. Dieses „Kopplungsagens“ besitzt sowohl ein hydrophiles als auch ein hydrophobes Molekülteil. Als erstes wird das Silan zu Silanol hydrolysiert, welches dann durch besondere Verteilungsprozesse auf die anorganischen Füller aufgebracht wird. Durch Wärmeeinwirkung erfolgt eine Wasserabspaltung und es entstehen kovalente Sauerstoffbrückenverbindungen zwischen Silanol und der Füllstoffoberfläche. Die nun hydrophobe Füllstoffoberfläche kann jetzt in das Polymergeflecht der organischen Matrix eingebunden werden indem die freien endständigen Methacrylatgruppen des MPS-Moleküls mit dem Matrixkunststoff kovalente C-C-Bindungen eingehen [9, 16]. Wesentliche Auswirkungen der Silanisierung sind die deutliche Erhöhung der mechanischen Werte, z.B. Biegefestigkeit- und Druckfestigkeit sowie Vickershärte. Trotzdem bleibt der Matrix-Füllkörper-Verbund eine Schwachstelle der Kompositmaterialien. Der chemische Verbund kann durch saure Hydrolyse gelöst werden, was einen Füllkörperverlust und damit einen erhöhten Verschleiß zur Folge hat [12].

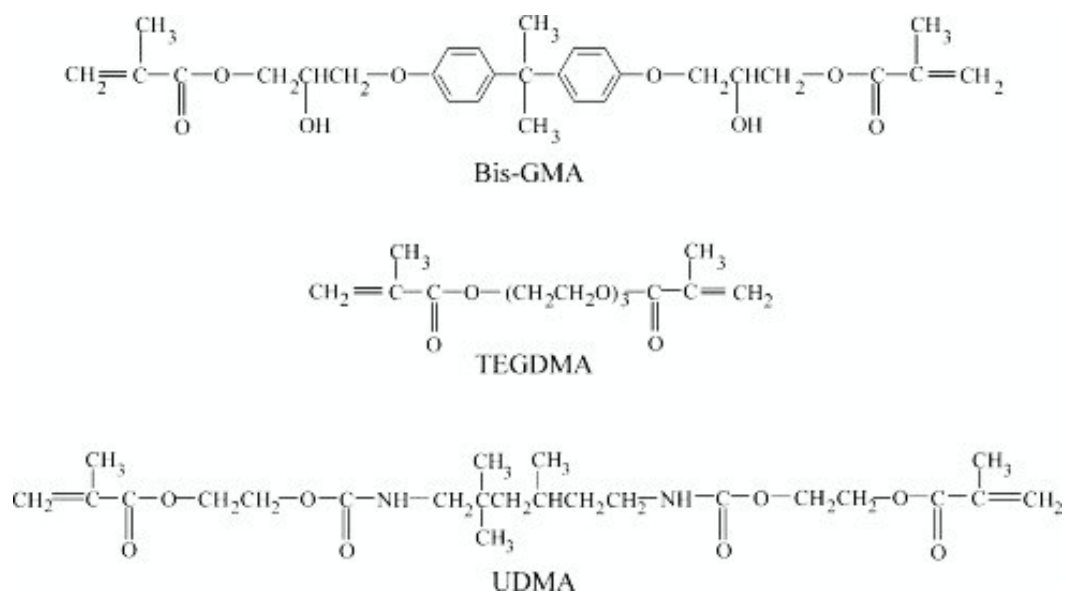


Abb. 2 Gebräuchliche Monomere in Kompositen nach Hellwig [12]

2.3 Matrixmodifizierte Kompositmaterialien

2.3.1 Kompomere

Der Begriff Kompomer setzt sich aus Komposit und Glasionomer zusammen. Kompomere sind durch Glasionomerzement-Komponenten modifizierte lichthärtende Komposite [12]. Sie ähneln chemisch sehr den Kompositen, enthalten aber reaktive, ionen-freisetzende Glaspartikel und saure, polymerisierbare Monomere. Im Gegensatz zum Glasionomerzement sind sie ein Ein-Komponenten-System und müssen nicht angemischt werden und härten auch nicht erst durch Säure-Base-Reaktion, sondern werden lichtgehärtet. Eine leichte Säure-Base-Reaktion erfolgt erst wenn Speichel und somit Wasser in die Füllung aufgenommen wird [24].

Die Kompomermatrix besteht aus verschiedenen polymerisierbaren „Kunststoffen“ und Karbonsäuren. Kompomere sind leicht verarbeitbar und müssen mit Adhäsivsystemen (selbstkonditionierenden Primern) eingesetzt werden, da es sich auch hier um einen mikromechanischen Verbund zur Zahnhartsubstanz handelt. Die mechanischen Eigenschaften v.a. Zug- und Biegefestigkeit sind den der GIZ überlegen und ähneln den der Mikrofüllerkomposite. Da sie auch ein ähnliches Elastizitätsmodul wie diese haben, eignen sie sich vor allem für Klasse-V-Restaurationen, wo eine erhöhte Biegebeanspruchung gegeben ist [12, 24].

2.3.2 Ormocere

Diese organisch modifizierten Keramikmaterialien (originally modified ceramic) enthalten eine anorganische Kerngruppe aus Polysiloxanen (Si-O-Si) und konventionelle organische CH-H-Gruppen. Nach dem Polymerisationsstart durch Licht vernetzen sich diese beiden Gruppen zu drei-dimensionalen Molekülen. Wie schon bei den anderen Kompositmaterialien, muss auch hier ein Adhäsivsystem verwendet werden. Die Matrix enthält Füllstoffe (Bariumglas, Apatit) und Additiva, aber auch Dimethascrylate, welche eine bessere Verarbeitung ermöglichen sollen. Die mechanischen Eigenschaften ähneln denen der modernen Feinstpartikelhybridkomposite [12]. Da dieser Werkstoff erst seit kurzem auf dem Markt ist, fehlen noch entsprechende Langzeitergebnisse, um eine genaue Beurteilung abgeben zu können.

2.4 Rheologisches Verhalten

2.4.1 Fließfähige Komposite

Die erste Generation der fließfähigen Komposite („flowables“) wurde Ende 1996 auf den Markt gebracht. Basierend auf der gleichen Partikelgröße wie die Hybridkomposite, weisen Flowables aber einen sowohl reduzierten Füllstoffanteil (ca. 10%) als auch einen erhöhten Anteil an verdünnenden Matrixbestandteilen (TEGDMA) auf, was ihre niedrige Viskosität erklärt [12, 25, 26]. Die Hauptindikationsbereiche der fließfähigen Komposite sind minimal-invasive Kavitäten und Fissurenversiegelungen [12]. Es ist aber auch vor allem für schwer erreichbare Areale von großem Vorteil. Dort wo stopfbares Komposit nur schwer zu applizieren ist, kann das fließfähige leicht hineinfließen und den Bereich vollständig benetzen (Kavitätenlining). Die restlichen Schichten erfolgen dann mit Hybridkomposit. Flowables erleichtern enorm die Handhabung und verhindern in vielen Fällen die Nichtanbindung zwischen Adhäsiv und Restaurationsmaterial, was somit auch gleichzeitig Hohlräume oder Randspalten in diesen Bereichen verhindert [26].

Die mechanischen Eigenschaften der fließfähigen Komposite sind schwächer als von Hybridkompositen, so dass sie nicht in Kaudruck ausgesetzten Bereichen eingesetzt werden sollten [12].

2.4.2 Stopfbare Komposite

Stopfbare Komposite („packables“ oder „condensables“) sind ebenfalls Abkömmlinge der Hybridkomposite und wurden extra für den kaulasttragenden Seitenzahnbereich entwickelt. Die Zusammensetzung der organischen Matrix wurde zwar leicht modifiziert, aber ihre hohe Viskosität und ihre stopfbaren Eigenschaften beruhen vor allem auf den neuartigen Abwandlungen ihrer Füllkörperarten, -größen, -zusammensetzung und -verteilung [27]. Das Ziel war eine amalgamähnliche Stopfbarkeit zu ermöglichen. Die größeren Füllkörper führen zu einer gesteigerten Oberflächenrauigkeit und brechen leichter aus der Matrix, was zu Verfärbungen, inakzeptablen Porositäten und ungenügender Polierbarkeit führt. Da sie aufgrund ihrer Viskosität nicht gut in dünn auslaufende Kavitätenbereiche hineinfließen und diese benetzen können, resultiert daraus ein mangelnder Randschluss [27, 28].

2.5 Adhäsivtechnik

2.5.1 Entwicklung der Dentaladhäsive

Aufgrund der chemischen und strukturellen Zusammensetzung von Schmelz und Dentin, ist eine mechanische Verankerung mit dem hydrophoben Kompositmaterial nicht möglich. Es wurden daher Adhäsive entwickelt, die eine stabile Bindung zwischen mit Säure behandelte Zahnoberfläche und Komposit ermöglichen [29].

Den Grundstein der Adhäsivtechnik legte im Jahre 1955 Buonocore [2]. Er beschrieb als erster, dass man durch Säureätzung die Schmelzoberfläche bearbeiten könne, bevor man Komposit aufträgt, um einen starken Verbund zu bekommen. Dabei lehnte er sich an die in der Industrie gängige Behandlung von Metalloberflächen mit Phosphorsäure an, die zu einer verbesserten Adhäsion von Farb- und Harzbeschichtungen führte. Er verwendete dabei anfänglich eine 85% Phosphorsäure [30]. Einige Jahre später beschrieb Buonocore den großen Unterschied zwischen dem Bonding an Schmelz im Vergleich zu dem an Dentin [31]. Das Dentinbonding war nicht nur aufgrund seines Aufbaus kompliziert. Die nach der Präparation aus Zelltrümmern, Bakterien und Zahnhartgewebetümmern entstandene Schmierschicht erschwerte ebenfalls gute Ergebnisse. Dieser sogenannte „smear layer“, der zwischen 1µm und 5µm dick sein kann, verschließt die Dentintubuli und ist nicht mit Wasserspray zu entfernen. Anfangs als erwünschten „Barrierschutz“ vor z.B. Monomeren gesehen, wird diese Schmierschicht mittlerweile bei den modernen Restaurationstechniken durch Komplexbildner oder Säure entfernt, um eine bessere Benetzung der Dentinoberfläche zu erlangen [12, 29]. Einige Faktoren weisen auf eine Weiterentwicklung der Bondingsysteme seit der Buonocore Ära bis zum heutigen Tage hin [29]:

- Säureätzung des Schmelzes
- Ätzung und Konditionierung des Dentins
- Schmierschichtentfernung
- Handlingeigenschaften der Adhäsivsysteme.

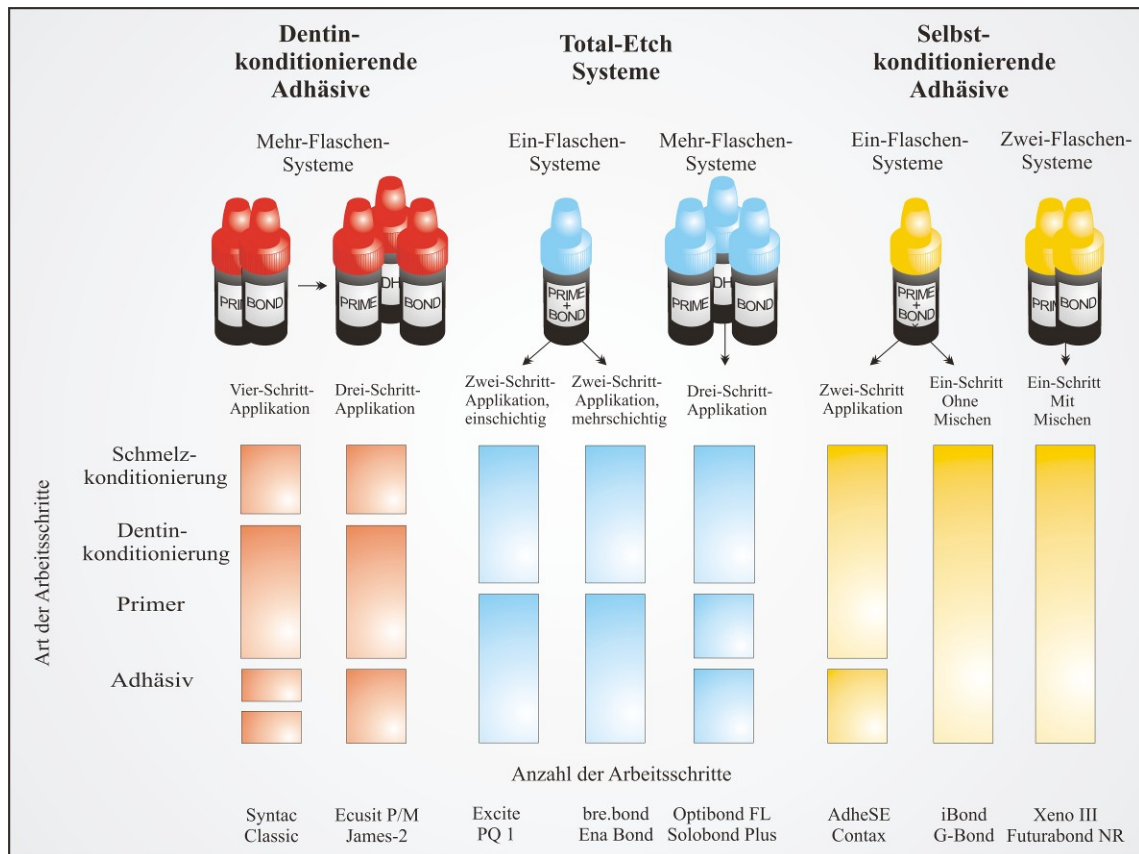


Abb. 3 Verschiedene Adhäsivsystemgenerationen [32]

Mittlerweile lassen sich die Adhäsivsysteme in sieben Generationen einteilen.

Die erste Generation ermöglichte eine chemische Bindung zwischen dem organischen und dem anorganischen Anteil des Dentins. Dies sollte durch die Interaktion der bifunktionellen Gruppe des Adhäsivs (hydrophiles Monomer) mit den Kalziumionen der Hydroxylapatits oder den Amino- bzw. Hydroxylgruppen der organischen Komponenten, z.B. dem Dentinkollagen, bewirkt werden [12, 29]. Die zweite Generation entwickelte Adhäsive, die aus halogenierten Phosphorsäureestern von ungefüllten Kunststoffharzen bestehen (Bis-GMA und HEMA). Es kam zu einem Ionenverbund an Kalzium durch Chlorphosphatgruppen. Doch waren in beiden Generationen die klinischen Ergebnisse der Adhäsive ungenügend. Ihre Haftwerte betrugen 1 bis 3 MPa und ihre Anfälligkeit zur Hydrolyse durch Wasseremulsion war sehr hoch. Zudem wurde zu der Zeit eine Dentinätzung nicht in Erwägung gezogen [29].

Mit der dritten Generation wurden Adhäsive auf den Markt gebracht, die es ermöglichten eine Verankerung des hydrophoben Kompositmaterials mit der feuchten Dentinoberfläche zu erlangen. Zuerst erfolgt eine selektive Schmelzätzung mit Phosphor-

säure. Eine weitere Voraussetzung ist, dass das Dentin durch einen sauren Primer demineralisiert wird. Der Primer enthält ein hydrophiles Monomer (HEMA, BPDM, PEG-DMA). Durch den Primer kommt es zur Öffnung der Dentintubuli indem die Schmierschicht modifiziert und /oder teilweise auch entfernt wird. Ein Teil der Schmierschicht repräzipitiert [12]. Das Kollagen kann somit besser durch diese Momomere penetriert werden und es bilden sich eine infiltrierte Schmierschicht, infiltrierte Schmierpropfen und eine Verbindung zum oberflächlich freigelegten Kollagen [33]. Daraufhin folgt die Stabilisierung durch ein Dentinadhäsiv. Es enthält Methacrylate und dient als Vermittler zwischen dem hydrophilen Dentin und dem hydrophoben Komposit. Durch die Infiltration des Primers bildet sich eine Hybridschicht zwischen Dentin und Komposit [12]. Der Haftverbund dieser Adhäsivsysteme ist deutlich besser als im Vergleich zu ihren Vorgängern, doch ist die Dentinhaftung des Komposits durch die zu geringe Haftung der Schmierschicht auf dem darunter liegendem Dentin limitiert [34].

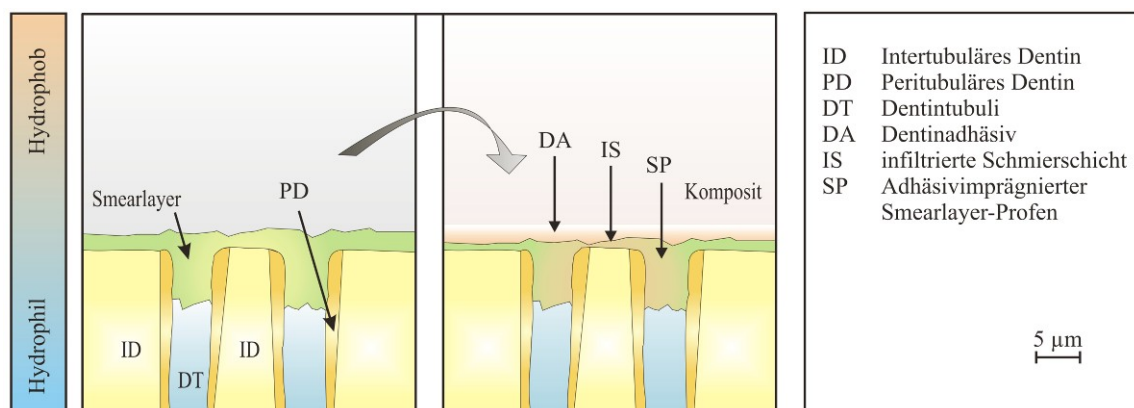


Abb. 4 Adhäsivsysteme mit Erhalt der Schmierschicht [32]

In der vierten Generation sollte die Schmierschicht komplett entfernt werden. Auch stellte sich die selektive Ätzung als verhältnismäßig schwer heraus. Eine Vereinfachung brachte die sogenannte Total-Etch-Technik, bei der Schmelz und Dentin gleichzeitig geätzt werden. Bei den gängigen Systemen wird mit 20-37% Phosphorsäure geätzt, wobei die Einwirkzeit beim Schmelz bei 30 Sekunden und bei Dentin max. 20 Sekunden beträgt. Anschließend wird die Säure abgesprüht. Das Ätzen bewirkt, dass die Schmierschicht vollständig entfernt wird und der hydrophile Primer die freigelegten Tubuli penetrieren kann. Durch Tagbildung und das Entstehen einer Hybridschicht, werden die Dentintubuli fest verschlossen [29]. Eine Überätzung des Dentins führt zu einer

großen Demineralisierungstiefe. Zu starkes Trocknen muss vermieden werden, da dies zu einem Kollagenkollaps führt und das Monomer die Tubuli nicht ausreichend infiltrieren kann. Um dieses zu vermeiden, sollte nach dem Trocknen zur Kontrolle des Schmelzmusters die Dentinoberfläche erneut angefeuchtet werden (re-wetting). Als Folge einer insuffizienten Infiltration entstehen nanoskopische Undichtigkeiten (Nano-leakage). Diese sind im nicht-infiltrierte Bereich des Kollagengeflechts zu finden und als Ursache für das vermehrte Auftreten von postoperativer Hypersensibilität zu nennen [34].

Die fünfte Generation führte die selbstprimierende Adhäsive ein. Bei diesen Primer-Adhäsiv-Materialien handelt es sich um sogenannte Ein-Komponenten Materialien, wo sich Primer und Adhäsiv in einer Flasche befinden. Nach der vorangegangenen „Total-Etch“ Technik, werden die Adhäsivkomponenten simultan auf Schmelz und Dentin aufgetragen. Die Adhäsion beruht auch hier auf der Ausbildung der „tags“ und der Hybrid-schicht [29]. Zwar wurden in der Literatur schlechtere Ergebnisse im Vergleich zu aufwendigeren Systemen gefunden, trotzdem sind diese Adhäsive aufgrund ihrer Praktikabilität klare Marktführer geworden.

Zur sechsten Generation zählen die Self-Etch-Adhäsive. Der hydrophile selbstätzende Primer löst mit seiner Säure (z.B. 4% Maleinsäure) die Schmierschicht auf. Seine Azidität reicht zudem auch aus, um das sich unter der Schmierschicht befindliche Dentin oberflächlich zu demineralisieren. Das hydrophobe Adhäsiv (Bonding Agent) ist für die sehr gute Dentinhaftung verantwortlich und verringert postoperative Hypersensibilität [18]. Bei diesem System werden Primer und Adhäsiv in zwei Arbeitsschritten aus separaten Fläschchen aufgetragen.

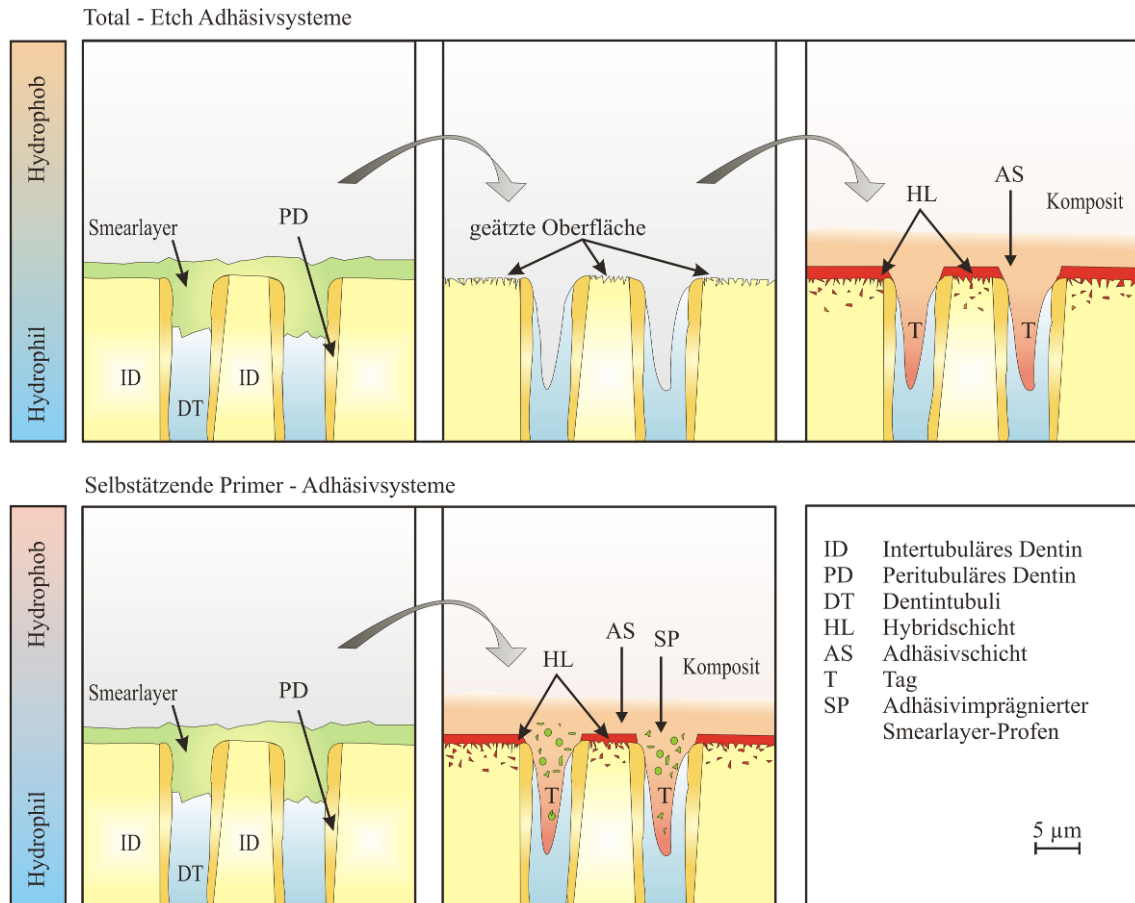


Abb. 5 Dentinkonditionierung Total-Etch- und Selbstätzende Primer-Adhäsivsysteme [32]

Die siebte Generation enthält Primer und Adhäsiv in einer Flasche (All-in-One). Ursprünglich als Arbeitserleichterung und Zeitersparnis gedacht, stellt sich jedoch heraus, dass dieses System äußerst techniksensitiv im Gegensatz zu den konventionellen Mehrschritttechniken ist. Ein großes Problem bei den All-in-One –Adhäsiven stellt die Permeabilität gegenüber Wasser dar. Selbst nach Photopolymerisation ist dieses Adhäsiv noch so hydrophil, dass Wasser oder Dentinliquor hindurch penetrieren können und ein massiver Nanoleakage zu beobachten ist. Im Gegensatz zu den konventionellen Systemen fehlt hier nämlich das hydrophobe Bonding Agent [18].

Wurden die Adhäsivsysteme bislang chronologisch nach Generationen eingeteilt, so kam man vor kurzem zur Erkenntnis, dass diese Einteilung mittlerweile nicht mehr tragfähig ist, da der Wirkungsmechanismus und die Anzahl der Arbeitsschritte wichtiger sind als der Zeitpunkt der Markteinführung [35].

Etchant	Primer 1	Primer 2	Bond
Selektiv			Syntac
Selektiv			A.R.T. Bond
E&R			Syntac
E&R			A.R.T. Bond
E&R			OptiBond FL Gluma Solid Bond
E&R	XP Bond, iBond TE, OptiBond Solo, Scotchbond UB, Solobond M		
2-Schritt Self-etch			Clearfil Protect Bond AdheSE, OCSE Bond
All-in-one (Mischen)			Adper Prompt L-Pop, Xeno III
All-in-one (ohne Mischen)			iBond SE, AdheSE One F, G-Bond, Xeno V+, Scotchbond UB

Abb. 6 Überblick über die marktüblichen Adhäsivsysteme nach Schmelz/Dentin-Behandlung [36]

Die Anforderungen an moderne Adhäsive können wie folgt formuliert werden [37]:

1. hohe Haftfestigkeit zu Schmelz und Dentin
2. hoher Prozentsatz an perfektem Rand, insbesondere Dentin
3. Langlebigkeit des Verbundes
4. kein Microleakage
5. kein Nanoleakage
6. akzeptable bzw. einfache Anwendung
7. gute Bioverträglichkeit

Neben der Rolle als Haftvermittler werden Bondingsysteme auch als Fissurenversiegler bei jungen Patienten, als Dentinschutz nach Präparationen oder als Desensibilisierer auf exponierten Wurzeloberflächen eingesetzt [29].

2.5.2 Zusammensetzung der Dentaladhäsive

Moderne Adhäsivsysteme bestehen aus einem Konditionierer (Säuren, Komplexbildner), einem Primer (hydrophiles Monomer in einem Lösungsmittel) und einem Adhäsiv (verschiedene Monomere)[12]. Durch die Konditionierung des Zahnhartgewebes mit Säuren werden die Oberfläche und die Mikrostruktur so verändert, dass eine bessere Benetzbarkeit für das darauffolgende Adhäsiv entsteht. Als Säuren kommen dabei Zitronensäure (10%), Phosphorsäure (10-40%), Salpetersäure (4%) oder Maleinsäure (2-4%) in Frage. Auch Komplexbildner (z.B. EDTA, 5-16%) können als Konditionierer verwendet werden. Klinisch bewährt hat sich die Applikation von 30-40% Phosphorsäure [12]. Als Primer werden in Wasser, Ethanol oder Aceton gelöste Monomere oder Monomergemische bezeichnet, die einen hydrophilen und einen hydrophoben Anteil aufweisen. Ihre Hauptaufgabe besteht darin, das hydrophile Dentin zu benetzen und somit eine Verbindung zum Adhäsiv aufzubauen, damit eine Dentinhaftung mit dem hydrophoben Komposit ermöglicht wird [38]. In den meisten Fällen wird hierfür das 2-Hydroxyethylmethacrylat (HEMA), Biphenyldimethacrylat (BPDM) oder 4-Methacryloxyethyl-trimellit-anhydrit (4-META) verwendet, welche einen amphiphilen Charakter zeigen. Ihr hydrophiles Ende hat eine Affinität zum Kollagen Netzwerk, während das hydrophobe Ende eine Verbindung zum Kompositmaterial vermittelt [39, 40]. Die Aufgabe der Lösungsmittel ist es, die amphiphilen Moleküle an die geplante Wirkungsstätte zu transportieren [18]. Als Lösungsmittel dienen Wasser, Ethanol und Aceton. Um die geätzten Schmelzränder zu visualisieren, wird das Dentin unausweichlich mitgetrocknet. Dies führt unweigerlich zum Kollaps des Kollagengeflechts. Bei Adhäsivsystemen auf Azetonbasis ist es sogar erforderlich, dass das Dentin feucht bleibt (sog. moist bonding, wet bonding). Daher sollte nach der Kontrolle des Ätzmusters das Dentin wieder nachgefeuchtet werden (re-wetting), um durch ein erneutes Aufquellen des kollabierten Kollagen Netzwerks die Penetration der amphiphilen Moleküle zu erreichen [18]. Beim Applizieren des azetonhaltigen Primers wird anschließend Wasser aus dem Kollagengeflecht verdrängt und verdunstet gemeinsam mit dem Lösungsmittel. Bei den wasser- bzw. ethanolhaltigen Systemen, verdunstet das Wasser erst durch verblasen. Dabei kann die aufgetragene Primerschicht sehr dünn werden und letztlich wegen der Sauerstoffinhibitionsschicht nicht mehr richtig aushärten [12]. Unter Adhäsiven versteht man eine dünn fließende, benetzende Flüssigkeit, die zwei Oberflächen

miteinander verbindet, wobei zwischen Adhäsiv und den Oberflächen ein enger Kontakt besteht [41]. Das Adhäsiv welches niedrigvisköse, amphiphile Monomere enthält, fließt in die Dentintubuli unter Formation sogenannter „tags“ (Zotten) und in das freigelegte Kollagengeflecht unter Bildung einer Hybridschicht [9, 42]. Diese etwas 1 bis max. 2 µm dicke Schicht, welche erstmals von Nakabayashi beschrieben wurde, ist ein Hybrid aus demineralisiertem Dentin und ungefüllten Kunststoff [42]. Zu den typischen in Adhäsivmaterialien verwendeten Monomeren zählen das hydrophobe Bisphenol- α -glycidylmethacrylat (Bis-GMA), sowie das amphiphile 4-Methacryloxyethyl-trimetillatanhydrit (4-META). Auch können sie wasserlösliche Mono- und Dimethacrylate wie HEMA oder PEGDMA enthalten [43].

2.5.3 Adhäsive Schmelzhaftung

Neben den werkstoffkundlichen Fortschritten war die Einführung und Weiterentwicklung der Schmelzätztechnik (SÄT) ausschlaggebend für den heute sehr breiten Indikationsbereich der Komposite [9]. Obwohl schon 1948 der Schweizer Chemiker Oskar Hagger eigentlich einen ähnlichen Entwurf zum Kleben an Zahnhartsubstanzen vorbereitet hatte, basiert die SÄT auf einer Arbeit von Buonocore aus dem Jahr 1955, der bis heute als Erfinder der Schmelzätzung gilt [2, 18, 44].

Aufgrund der Tatsache, dass zwischen der hydrophilen Zahnhartsubstanz und dem hydrophoben Füllungsmaterial kein chemischer Verbund möglich ist, basiert die dauerhafte Verbindung auf der mikromechanischen Verankerung. Durch die Ätzung mit einer 30-40% Phosphorsäure wird die für ein Komposit nichtretentive Schmelzoberfläche auf mikroskopischer Ebene umgewandelt. Das führt zu einer enormen Oberflächenvergrößerung, sowie zu einer Erhöhung der Oberflächenenergie und damit zu einer besseren Benetzbarkeit (bis zu 400%) des Schmelzes, was das Einfließen von ungefüllten und gefüllten Adhäsiven ermöglicht und durch Lichtpolymerisation zu einer innigen Verflechtung mit dem Zahnschmelz führt [18, 45]. Die Grundlage dafür gibt die unterschiedliche Säurelöslichkeit der Zentren und Peripherien der Schmelzprismen vor. Vor der Säurekonditionierung wird der Schmelzrandbereich angeschrägt, um die Schmelzprismen senkrecht anzuschneiden. Dadurch wird die Ätzwirkung verbessert. Auch werden somit eventuell vorhandene aprismatische Schmelzbereiche, wie sie bei jugendlichen Zähnen zu finden sind entfernt, da diese kein retentives Muster ergeben

[12]. Aufgrund der unterschiedlichen Auflösung der Schmelzprismen bzw. der interprismatischen Substanz, entsteht ein mikroretentives Relief, welches in drei Typen gegliedert werden kann. Werden Prismenkerne herausgelöst, so handelt es sich um Ätztyp I. Wird die Peripherie der Prismen angeätzt, so erhält man Typ II. Werden sowohl die Zentren als auch die Peripherie der Prismen aufgelöst, führt dies zu einem ungenügenden Retentionsmuster und man spricht von Typ III [46]. Alle drei Ätzmuster können gleichzeitig nebeneinander auf einer konditionierten Schmelzoberfläche vorkommen.

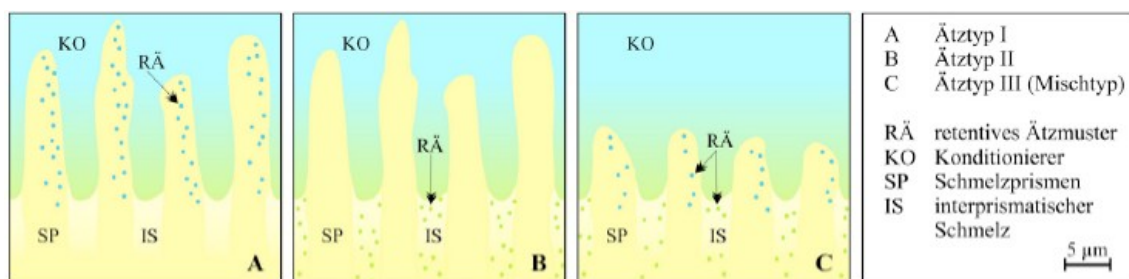


Abb. 7 Mikroretentives Schmelzrelief nach Konditionierung. Schematische Darstellung der drei Ätzmuster-Typen nach Hellwig [12]

Die Konzentration des Ätzgels spielt eine wichtige Rolle. Hierbei zeigte sich, dass eine 30-40% Phosphorsäure die effektivste Ätzwirkung bringt. Liegt die Säurekonzentration unter 30%, kommt es zur Ablagerung von schwer löslichen Brushit. Hingegen führt eine Säurekonzentration von über 40% zur schnellen Präzipitation von Kalziumphosphatverbindungen, die sich schlecht mit Wasserspray entfernen lassen und zudem den Schmelz-Komposit-Verbund behindert. Als ideal stellte sich eine Konzentration von ca. 37% bei einer Ätzdauer von 30 Sekunden heraus. Beim Ätzen geht eine Schmelzschicht von ca. 10 µm irreversibel verloren und die darunter liegenden histologischen Veränderungen reichen bis in eine Tiefe von 30-50µm. Das niedrig visköse Adhäsivmaterial dringt in diese schwammartigen Strukturen ein und kann mikromechanisch aufgrund rheologischer und geometrischer Effekte am Zahnschmelz haften.

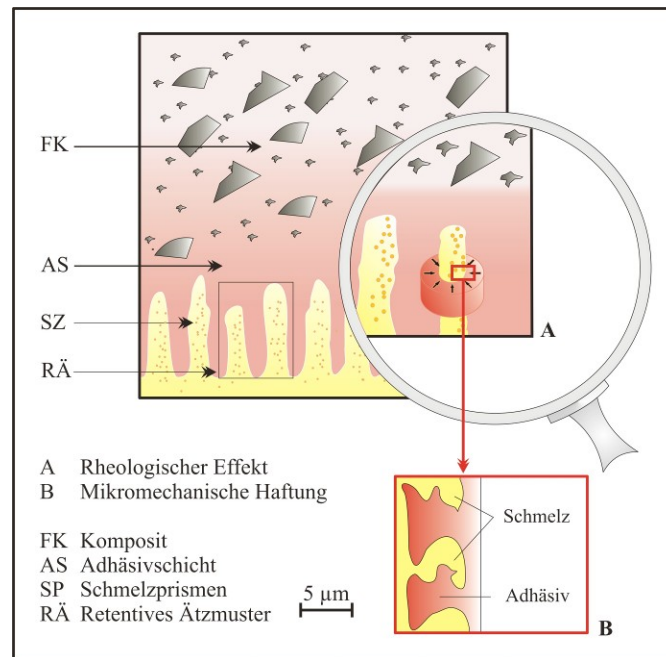


Abb. 8 Schematische Darstellung der mikromechanischen Schmelzhaftung; (A) rheologischer Effekt, (B) mikromechanische Haftung [32]

Mikroskopisch ist nach dem Aushärten eine typische Schichtung erkennbar. Dabei entspricht die äußere Schicht der Versieglerschicht (Zone der kompakten Schicht). Durch die Penetration des Adhäsivs in die weggelösten Schmelzanteile entsteht die Zone der Zotten. Die ausgehärteten Adhäsivausläufer, auch „tags“ genannt, sind für die mikromechanische Haftung des Adhäsivs am Schmelz verantwortlich. Die Zone der Durchmischung ist das Resultat des Anätzens von Prismenkristallen und der zwischenprismatischen Substanz. Anschließend vermischen sich Kristalle und Adhäsiv. Auch nach Verlust der Kompositfüllung verbleibt diese Schicht im Randbereich einer Kavität und muss bei der Erneuerung der Füllung durch Wegschleifen entfernt werden [47].

2.5.4 Adhäsive Dentinhaftung

Das Ziel der Dentinhaftung ist, das Dentin für die zusätzliche Verankerung von Komposit zu nutzen, jedoch stellt sich diese im Vergleich zur Schmelzhaftung komplizierter dar. Im Gegensatz zum relativ homogenen, fast ausschließlich aus anorganischen Bestandteilen aufgebauten Schmelz (bis 98%) besteht Dentin zu ca. 50% aus anorganischen Verbindungen, zu ca. 30% aus organischen Substanzen (hauptsächlich Kollagen) und etwa 20% aus Wasser. Hinzu kommt, dass Dentin von einer variierenden Anzahl an Tubuli mit unterschiedlicher Verlaufsrichtung durchzogen ist. Auch die nach der Präpa-

ration entstehende Schmierschicht, die unterschiedlich dick und auch nicht immer gleich fest an Dentin gehaftet ist, darf nicht vernachlässigt werden [9]. Diese chemische und mechanische Konstellation erlaubt eine mikromechanische Haftung eines Komposits am Dentin nicht. Dieses Problem war der Anlass einen Dentinhaftvermittler zu erfinden, der ein Bindeglied zwischen Zahnhartsubstanz und Komposit darstellt. Die Aufgabe des Dentinadhäsivs ist es, dass Dentin so zu modifizieren, dass die Schmierschicht entfernt wird, das intertubuläre und tubuläre Dentin demineralisiert und das Kollagen Netzwerk freigelegt wird, um somit die mikromechanische Verbindung zum Dentin zu ermöglichen [29]. Dafür ist ein Mehrkomponentensystem bestehend aus Konditioner, Primer, Adhäsiv und Bonding notwendig. Das Dentin wird mit einer Säure konditioniert, wobei die Schmierschicht aufgelöst und das sich darunter befindliche Dentin oberflächlich demineralisiert wird. Hydroxylapatit und Phosphate werden aus der Dentinmatrix gelöst und nur organische Komponenten bleiben zurück. Dies führt zur Freilegung der Kollagenfasern. Der Primer, immer aus einem amphiphilen Molekül (z.B. HEMA oder TEGDMA) bestehend, kann nun das Kollagen imprägnieren und es für die Bindung mit einem hydrophoben Material, z.B. Methacrylat, empfänglich machen. Nach 30 Sekunden Einwirkzeit wird er verblasen, um die enthaltenen Lösungsmittel (Wasser, Alkohol, Azeton) zu verflüchtigen. Die aufgelöste Schmierschicht und die anorganischen Komponenten des dekalzifizierten Dentins werden in den Verbund reintegriert [18]. Im Anschluss an den Primer wird dann ein Bondingagent aufgetragen und polymerisiert. Die Monomere der Haftvermittler sind z.B. Bis-GMA, TEGDMA oder HEMA. Das Bonding fließt nun in die geöffneten Tubulieingänge und bildet die oben schon genannten „tags“. Auch das Kollagen wird infiltriert und die Hybridschicht wird gebildet. Diese bewirkte den entscheidenden Quantensprung bei der Entwicklung erfolgreicher Dentinbondings [18].

2.6 Die Polymerisation

Bei dem Vorgang der Polymerisation werden unter Beteiligung von freien Radikalen Monomere in langkettige Polymere umgewandelt. Dabei brechen diese Radikale die bestehenden Doppelbindungen der Monomermoleküle auf und wandeln sie in kovalente Bindungen um. Dies erfolgt indem Photoinitiatoren (v.a. Kampherchinon mit einer Frequenz von 468nm) bei der Lichthärtung durch die zugeführte Energie angeregt

werden und infolge dessen tertiäre Amine aktivieren, die sie dann in freie Radikale verwandeln. Jedes dieser freien Radikale aktiviert dann circa 50 Monomere, was zu einer Kettenreaktion führt. Das dadurch entstandene lange Polymer wird anschließend in seiner dreidimensionalen Struktur durch Brückenbindungen (cross-linking) stabilisiert. Diese Umwandlung der Doppelbindungen wird als Konversion bezeichnet [48].

Der Aushärtungsprozess läuft in drei Phasen ab. Während der Pre-Gel-Phase beginnt durch den Energieeinfluss die Konversion und es kommt es zu einer Umstellung der Moleküle, die dem Schrumpfungsstress entgegenwirken. Die Monomere werden so ausgerichtet, dass der Abstand zwischen den einzelnen Molekülen minimiert wird. In dieser Phase dominieren die linearen Polymerketten. Dabei ist es wünschenswert, dass diese Phase möglichst lange andauert, um die Spannungen im Material selber auszugleichen („Flow“). Ist die Ausrichtung der Polymere abgeschlossen, so hat das Material den sogenannten Gel-Point erreicht. Es sind keine weiteren Ausrichtungen mehr möglich. In der Post-Gel-Phase schließen sich die Bindungen zwischen den Monomeren und das endgültige Polymer wird gebildet. Durch ihre Verknüpfung entsteht aufgrund der Polymerisationsschrumpfung eine Spannung, die auf die das Zahn-Komposit-Interface übertragen wird. Zu diesem Zeitpunkt liegen vorwiegend Cross-links vor [48-50].

Es gibt einige wichtige Faktoren, die die Polymerisation beeinflussen. Für den Aushärtungsprozess wird eine Polymerisationslampe verwendet. Ihre Wellenlänge und Leistung sind ausschlaggebend für die Polymerisation. Man unterscheidet zwischen Halogenlampen (350-500nm) und LED-Lampen (450-470). Die klinische Erfahrung hat gezeigt, dass Lampen deren Lichtleistung unter 400mW/cm² liegt relativ wirkungslos sind, denn die Energie reicht nicht aus, um die Kompositschicht vollkommen zu durchdringen. Liegt die Lichtleistung einer Lampe über 2000mW/cm² so ist die Energiemenge derartig groß, dass die Pre-Gel-Phase „übersprungen“ wird und somit das Material aufgrund der vielen kurzen Polymerketten hart wird. Daraus folgen hohe interne Spannungen, die sich nachteilig auf die Restaurationsstabilität auswirken [48]. Die Polymerisationsleuchte sollte so nahe wie möglich an das Restaurationsmaterial gebracht werden, da mit zunehmender Entfernung der Grad der Polymerisation abnimmt. Die einwirkende Energie ist nämlich umgekehrt proportional zum Abstand Lichtaustrittsfenster-Füllungsoberfläche [48]. Die Lichtintensität wird mit zunehmender Tiefe geringer, da das Licht bei seinem Durchtritt durch das Komposit absorbiert wird. Ist die Po-

lymerisation in der Tiefe unvollständig, so kann es zu Retentionsverlust und nachteiligen Pulpagewebsreaktionen kommen.

Um eine möglichst optimale Aushärtung zu erreichen, hat sich mit den Jahren das Einsetzen des Komposits mit der Schichttechnik durchgesetzt. Dadurch ist es möglich, die ersten Schichten so aufzubauen, dass die Kontraktion und der Flow sich auf das Dentin richten und nicht von ursprünglich aus dem Schmelz-Komposit-Grenzbereich kommenden Kräften aufgehoben wird. So gewinnt die Verbindung zwischen Dentin und Komposit an Stärke und die Polymerisationsschrumpfung wird verringert [4]. Sauerstoff und andere Bestandteile aus Unterfüllungs- oder provisorischen Verschlussmaterialien können als Inhibitoren wirken. Durch eine Polymerisationsinhibition kommt es an den Restaurationsinnenflächen zu einem erhöhten Gehalt an Restmonomeren, was eine Gefährdung des Pulpagewebes mit sich bringen kann [12].

2.7 Die Polymerisationsschrumpfung

Während des Polymerisationsprozesses kommt es zur Volumenreduktion der Matrix und demzufolge auch der Füllung. Wurden die Moleküle im nicht polymerisierten Zustand noch durch elektrostatische Wechselwirkungen zusammengehalten, bilden sich im Polymer kovalente Bindungen. Dabei ist der Abstand zwischen den Polymerteilchen deutlich geringer als bei den elektrostatischen Bindungen, was in Kompositschrumpfung und Spannungsentstehung resultiert [51]. Diese Spannungen können verschiedene klinische Auswirkungen haben, wie z.B.: Höckerfraktur oder Randspaltbildung.

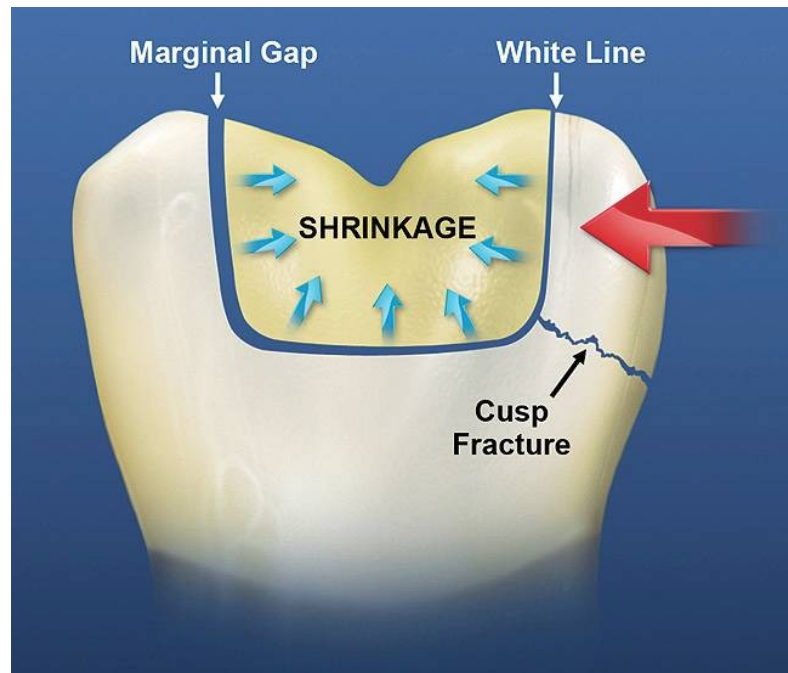


Abb. 9 Auswirkungen der Polymerisationsschrumpfung auf Zahn und Komposit [52]

Die Polymere werden durch den Fülleranteil im Komposit verstärkt. Füller haben einen sehr hohen Elastizitätsmodul und neigen dazu, die Schrumpfung zu reduzieren. Jedoch können sie nicht den Aufbau interner Spannungen zwischen der Matrix-Füller-Kontaktzone verhindern. In vielen Fällen versagen Adhäsion und/oder Kohäsion. Durch den Adhäsionsverlust kommt es zur Abhebung der Matrix von den Füllpartikeln. Geht die Kohäsion verloren, entstehen Hohlräume und Risse innerhalb des Harzes [4].

An der Grenzfläche zwischen Komposit-Adhäsiv-Hybridschicht werden in einigen Fällen auch Kontraktionsspannungen beobachtet, die eine sogenannte Pumpwirkung auslösen, welche sich in Schmerzen unter Kaubelastung äußert [48]. Eine unvollkommene Verbindung aufgrund der Polymerisationsschrumpfung führt zu Randspalten zwischen Komposit und Zahnschmelze. Eine Folge davon sind möglicherweise Undichtigkeiten, Bakterienpenetration, Pulpasensibilität, Temperaturempfindlichkeit des Zahnes, Randverfärbungen und Sekundärkaries [4]. Abhängig vom Material schwankt die Volumenschrumpfung ungefüllter und hochmolekularer Monomere zwischen 4 und 9 Vol%. Große Monomermoleküle, wie beispielsweise Bis-GMA, weisen eine höhere Polymerisationsschrumpfung auf als kleinere Monomermoleküle, wie z.B. TEGDMA, die einen hohen Anteil an Verdünnermonomeren haben. Durch die Volumensubstitution des Monomers durch Füllstoffe, kann man eine Volumenkontraktion auf 1 bis 5 Vol% reduzieren [51].

2.8 Der C-Faktor

Der C-Faktor übt ebenfalls großen Einfluss auf die Volumenschrumpfung und die daraus resultierenden Spannungsentwicklungen aus. Er beschreibt das Verhältnis zwischen gebundener zu ungebundener Fläche. Dabei versteht man unter „gebunden“ die adhäsiv vorbehandelten Zahnschubstanzoberflächen, während als „ungebunden“ die freie Oberfläche gilt, die die Grenzfläche zur Luft bildet [51]. Je mehr Kompositoberfläche am Zahn klebt, um so höher ist der C-Faktor. Die Fließvorgänge des Komposits sind eingeschränkt, was die Gefahr des Adhäsionsverlustes und der daraufhin folgenden Randspaltbildung mit sich bringt. Dieser ungünstige Faktor lässt sich durch eine inkrementelle Schichttechnik reduzieren. Dabei darf die Inkrementdicke 2mm nicht überschreiten, da nur so eine ausreichende Polymerisation gewährleistet ist. Zudem wird die erste Schicht im Sinne einer „adhäsiven Unterfüllung“ auf die angeschnittenen Dentinkanälchen mit Korrespondenz zur Pulpa aufgetragen; erst dann erfolgt das zweite Inkrement entlang der Höckerneigung schräg unter dem tragenden Höcker. Die Höckerspitzen werden erst spät verbunden, damit viel freie Kompositoberfläche entsteht [18].

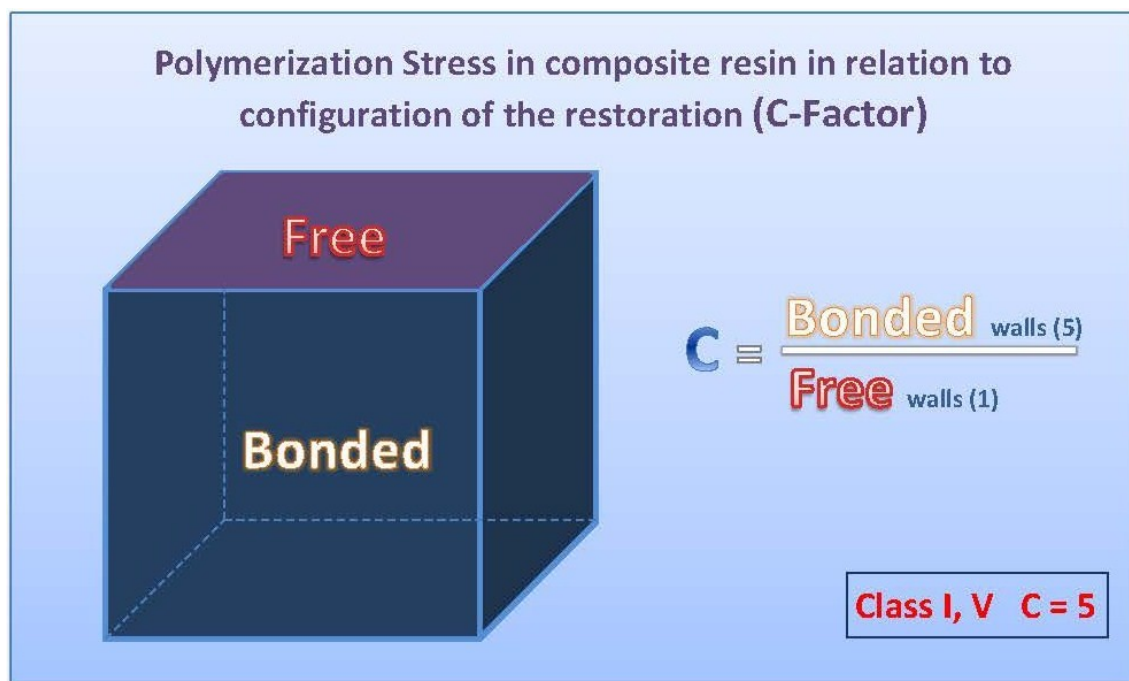


Abb. 10 Der Konfigurationsfaktor (C-Faktor) nach Feilzer et al. [53]

2.9 Werkstoffliche Grundlagen

2.9.1 Elastizitätsmodul

Der Widerstand eines Materials gegenüber elastischen Verformungen wird als Elastizitätsmodul bezeichnet. Bei Materialien mit einem kleinen E-Modul ist auch die Steifigkeit geringer, so dass sie bei Belastungen stark nachgeben [51]. Der Füllkörpergehalt eines Kunststoffs beeinflusst nicht nur die Polymerisations-schrumpfung, sondern auch den Elastizitätsmodul. Ein erhöhter Füllstoffgehalt resultiert in einer geringeren Polymerisationsschrumpfung, während der E-Modul zunimmt [54]. Dadurch lässt sich die Tatsache erklären, warum Komposite mit einem hohen Anteil an Füllkörpern trotz verminderter Schrumpfung einen höheren Schrumpfungsstress ausgesetzt sind [55]. Der optimale Elastizitätsmodul ist abhängig von dem Indikationsbereich des Komposits. Während das Komposit in Klasse-V-Kavitäten mit kleinem E-Modul den Schrumpfungsstress besser kompensieren kann, sollte es im Seitenzahnbereich hingegen ein Elastizitätsmodul aufweisen, das dem des Dentins sehr nahe kommt [56, 57]. Der E-Modul des Dentins wird in der Literatur zwischen 16,55 und 18,62 GPa angegeben. [58]

2.9.2 Biegefestigkeit

Die elastische Formänderung des Komposits ist zwar reversibel, aber auch nur bis zu einem bestimmten Punkt möglich. Die Biegefestigkeit gibt an, ab wann es durch diese Verformungen zu einem Materialbruch kommt. Das spielt vor allem für den Seitenzahnbereich eine sehr wichtige Rolle, da hier, besonders auf den okklusalen Flächen des Materials, große Kräfte einwirken. Die Biegefestigkeit wird im Wesentlichen von der chemischen Zusammensetzung beeinflusst [59]. Die Prüfung der Biegefestigkeit erfolgt gemäß EN ISO 4049. Das Verfahren zu ihrer Ermittlung besteht aus einem Prüfkörper und drei Stäben. Der Prüfkörper wird auf die zwei parallel zueinander gestellten Stäbe gelegt. Der dritte Stab übt von oben mittig Druck auf den Körper aus. Die angegebene Biegefestigkeit ist derjenige Wert, bei dem es zum Bruch des Prüfkörpers kommt. Laut ISO Norm sollte ein Wert von mindestens 80MPa für lichthärtende Komposite gegeben sein [60].

2.10 Testverfahren für Adhäsivsysteme

2.10.1 Mikrozugversuch (Microtensile Bond Strength)

Die Verbundfestigkeit ist eine wichtige Eigenschaft von dentalen Adhäsiven, da Kompositrestaurationen hauptsächlich aufgrund von Zugspannung oder Biegung versagen [61]. Die Verbundfestigkeit lässt sich durch den Zug-, Scher- oder Ausstoßversuch ermitteln. Das Ziel von Zugfestigkeitsprüfungen ist die Entwicklung eines besseren Verbundes zwischen Zahnhartsubstanz und Füllungsmaterial. Außerdem soll eine größere Belastbarkeit von Kompositen während den Polymerisationsvorgängen und der Kaubelastung ermöglicht werden [62]. Beim Zugversuch greift die Belastung senkrecht zur Verbundfläche. Beim Scherversuch wird ein Komposit-Prüfkörper parallel zur Verbundfläche abgescher, während beim Ausstoßversuch das getestete Material durch einen Stempel aus der Probebohrung gedrückt wird [51]. Sano [63] entwickelte den Mikrozugversuch (μ TBS), der seitdem als meist genutzte Methode zur Untersuchung von Adhäsiven gilt. Dieses Versuchsverfahren wurde eingeführt, um eine Verfälschung der Messwerte, verursacht durch eine inhomogene Spannungsverteilung innerhalb der Klebefläche bei herkömmlichen Scher- und Zugtests, zu vermeiden. Dies wird durch die Reduktion der Verbundfläche auf etwa $1\text{-}2\text{mm}^2$ ermöglicht. Dabei fallen die Messwerte deutlich höher aus als bei den konventionellen Zugtests. Diese Testmethode eignet sich ausgezeichnet für die Überprüfung regionaler Unterschiede der Schmelz- und Dentinhaftung, wie zum Beispiel der Haftung auf sklerosiertem und kariös verändertem Dentin im Vergleich zu normalen Dentin [63]. Ein weiterer Vorteil dieses Tests ist die Möglichkeit, Füllungen unter realistischen Bedingungen in Kavitäten zu legen und danach Proben für die Mikrozugversuche aus unterschiedlichen Bereichen der Kavitäten zu gewinnen. Je nach Fragestellung werden beim Mikrozugversuch sanduhrförmige oder stäbchenförmige Proben verwendet [51].

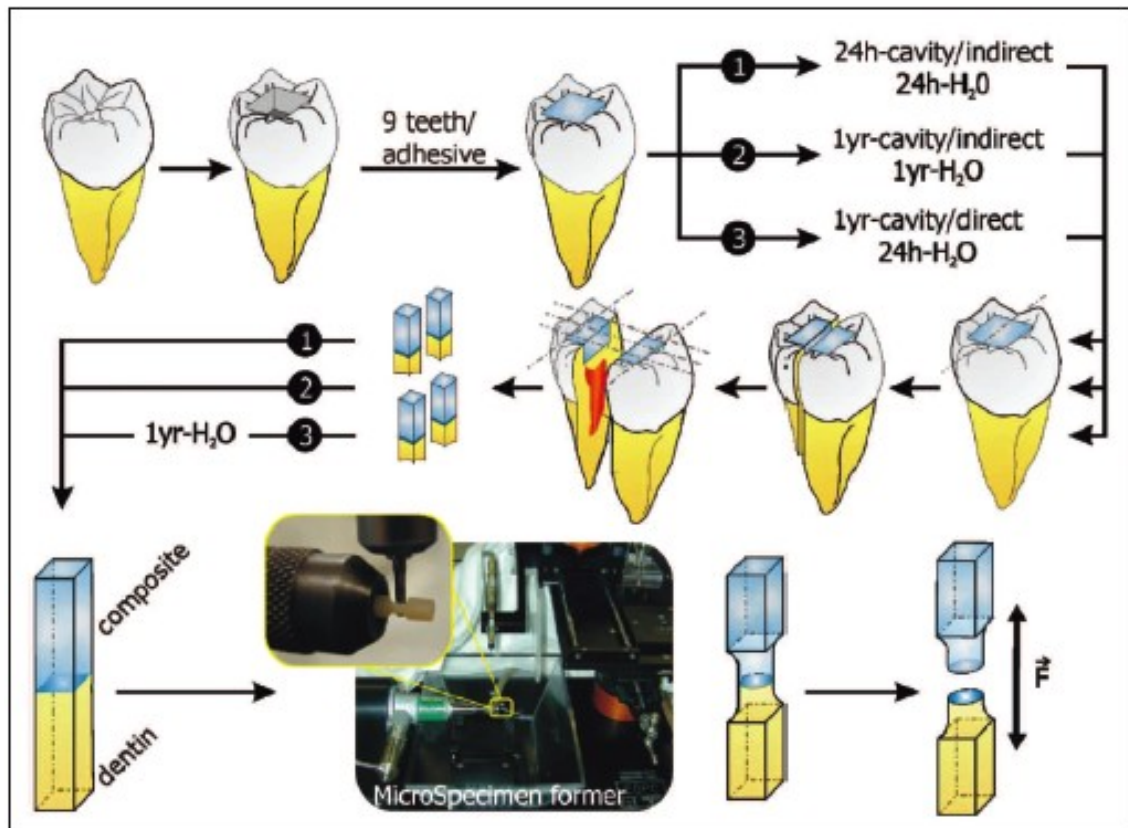


Abb. 11 Beispiel für die Probenherstellung für den Haftverbundtest [64]

2.10.2 Thermocycling (Thermische Wechselbelastung)

Das Thermocycling ist eine üblich angewandte Methode zur Restorationsalterung, um die Temperaturänderungen in der Mundhöhle zu simulieren, die durch den Verzehr von heißen und kalten Speisen verursacht werden [65]. Die Proben werden abwechselnd in zwei unterschiedlich temperierte Wasserbäder getaucht, wobei die Temperaturen bei 5° und 55° liegen [66, 67]. Diese Werte gelten als die minimal und maximal tolerierbaren Temperaturen in der Mundhöhle [65, 68]. Die Temperaturen liegen nach ISO-Norm bei 500 Zyklen, jedoch kann die Zyklenanzahl je nach Studie zwischen 100 und einer Million liegen [69, 70]. Die Belastung der Proben wird durch die unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Zahnartsubstanz und Restaurationmaterial hervorgerufen. Dadurch werden unzureichende adhäsive Verbundsysteme, die bei diesem Vorgang aufbrechen können, erkennbar [65, 71, 72].

2.10.3 Kausimulation (mechanische Wechselbelastung)

Die einwirkende Kaubelastung in vivo spielt für die Langlebigkeit einer Restauration eine signifikante Rolle [73]. Die während der Nahrungszerkleinerung auftretenden Kräfte liegen zwischen 20 und 530 Newton [21, 74]. Um diese mechanische Restaurationalterung realitätsnah wie möglich in vitro zu simulieren, werden computergesteuerte Kausimulatoren eingesetzt [74]. Die auf einen einzelnen Zahn einwirkenden Kräfte konnten in Untersuchungen auf 50 N gemittelt werden. Um eine Gebrauchsperiode im natürlichen Gebiss von ca. drei Jahren zu simulieren, erfolgt eine okklusale Belastung in achsialer Richtung von 50N mit 50.000 Zyklen [75, 76]. Das Intervall zwischen Auftreffen des Stempels, Krafteinwirkung auf die Probe und die Wiederauflösung der Kaubelastung werden als ein Zyklus definiert. Die dabei verwendeten Stempel im Sinne einer antagonistischen Gegenbezahnung können je nach Autor aus einer Nichtedelmetalllegierung, Keramik, Speckstein oder auch natürlichem Schmelzhöcker bestehen [74, 77].



Abb. 12 Kausimulation mit simultaner Wechselbelastung [78]

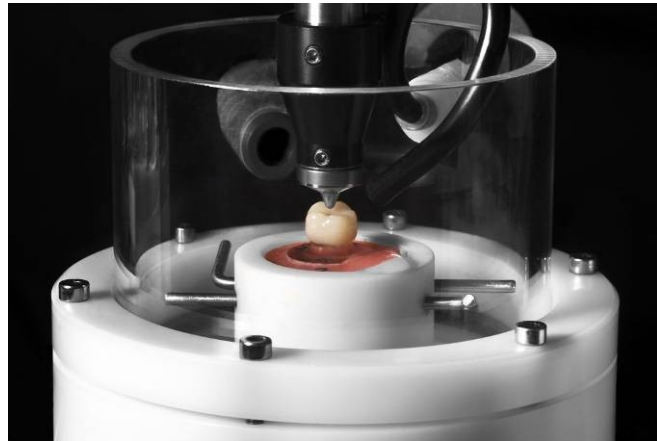


Abb. 13 Kausimulation und Thermocycling [79]

3 Fragestellung

Über Jahrzehnte waren Gold und Amalgam die Standardvarianten der Seitenzahnversorgung bei Karies. Überraschenderweise besteht zwar eine gute Empirie, jedoch wenig klinische Evidenz, obwohl jeder Zahnarzt „weiß“, dass diese Restaurationskonzepte in der Regel gut funktionieren.

Komposite sind heute dem Amalgam für Kaulast tragende Seitenzahnversorgungen ebenbürtig, gerade aber in Puncto Ästhetik überlegen. Durch die systemimmanente Polymerisationsschrumpfung jedoch entstehen wiederholt klinisch postoperative Hypersensitivitäten durch unzureichende Dentinhaftung bzw. Versiegelung der Dentintubuli mit direkter Korrespondenz zur Pulpa. Evidenzbasierte Daten zur Langlebigkeit dieser Restaurationen sind jedoch noch immer selten. Die vorliegende Arbeit bildet die Grundlage einer Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) zur Evidenz bezüglich Kaulast tragender Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich.

Es soll eine profunde Literaturlatenbank als Basis für die angestrebte Leitlinie der DGZMK erarbeitet werden. Diese wird gleichzeitig mit der klinischen Performance von Restaurationen an der Marburger Zahnklinik verglichen. Nach den Kriterien der evidenzbasierten Medizin sollen nur Studien berücksichtigt werden, welche ein gewisses Maß an Evidenzlevel bereitstellen.

4 Material und Methode

4.1 Literaturrecherche

4.1.1 Systematische Evidenz-Recherche

Um den internationalen Qualitätsstandard zu entsprechen, müssen Leitlinien mit systematischer Recherche und Analyse, der den Empfehlungen zugrunde liegender Belege (Evidenz), erstellt werden. Es wird daher vorausgesetzt diejenigen Quellen und Methoden zu beschreiben, mit denen man für die Empfehlungen entscheidenden Belege gesucht, identifiziert und ausgewählt hat. Dabei ist es unentbehrlich die Informationsquellen und Suchstrategien nachvollziehbar zu dokumentieren und die Methoden zur Interpretation und Bewertung der Evidenzstärke zu nennen.

Die Arbeitsgemeinschaft der Wissenschaftlichen Medizinischen Fachgesellschaften (AWMF) legte die von ihr modifizierten Definitionen der Agency for Health Care Policy and Research 1992 für die Bewertung der Evidenzstärke zugrunde [80].

Tabelle 2 Einteilung der "Evidenz"stärke modifiziert nach AHCPR [81]

Kriterium	Evidenz-Typ
A	"Evidenz" aufgrund von Metaanalysen randomisierter, kontrollierter Studien "Evidenz" aufgrund einer randomisierten, kontrollierten Studie
B1	"Evidenz" aufgrund mindestens einer gut angelegten, kontrollierten Studie ohne Randomisierung "Evidenz" aufgrund mindestens einer gut angelegten, quasi-experimenteller Studie
B2	"Evidenz" aufgrund gut angelegter, nicht experimenteller deskriptiver Studien (z. B. Querschnittsstudien)
C	"Evidenz" aufgrund von Berichten/Meinungen von Expertenkreisen, Konsensuskonferenzen und/oder klinischer Erfahrung anerkannter Autoritäten, Fallstudien

Die Suche nach evidenz-basierten Studien gestaltete sich teilweise schwierig, da es nur zwei Journals gibt, die ausschließlich auf Evidenz basierende Artikel publizieren. Hierbei sind das *EBD- Evidence-Based Dentistry* und *The Journal of Evidence - Based Dental Practice* zu nennen.

Alle gefundenen und verwendeten Studien wurden zudem nach der Art des Aufbaus eingeteilt:

- klinische Studien
- Studien zur Adhäsion
- Studien zur klinischen Simulation

4.1.2 Datenbanken

Bei der Literaturstudie wurden Studien aus einem Zeitraum von 1955 bis 2011 berücksichtigt. Der Überblick erfolgte vor allem durch die Inanspruchnahme der Datenbank PubMed® im Internet.

PubMed ist eine umfassende, textbasierte Datenbank und enthält medizinische Artikel, die sich auf den gesamten Bereich der Biomedizin der nationalen medizinischen Bibliothek der USA (National Library of Medicine, NLM) beziehen. Die Entwicklung dieser Datenbank erfolgte durch das nationale Zentrum für Biotechnologische Informationen (National Center of Biotechnology Information, NCBI). PubMed ist eine bibliografische Referenzdatenbank, die über mehr als 20 Millionen Zitate verfügt und diese mit der Originalliteratur und anderen Datenbanken verlinkt. Im August 2010 wurden 5490 (meist seit 1966) biomedizinische Zeitschriften verzeichnet, wobei die Tendenz steigend ist, da das jährliche Wachstum von PubMed bei 500.000 Dokumenten liegt [82]. Die Zitate entstammen aus Medline® (Hersteller: National Library of Medicine, Bethesda, Maryland, USA), enthalten jedoch auch viele andere wissenschaftliche Zeitungen und Magazine. Die Zitate umfassen größtenteils auch die Zusammenfassungen (Abstracts) der Artikel. PubMed ist zudem mit weiteren Internetseiten verlinkt, von denen aus ein kostenloser Zugriff auf Volltext-Artikel möglich ist. Mittlerweile hat sich PubMed zum primären Literatursuchsystem im biomedizinischen Bereich entwickelt.

Die Suche nach relevanten Studien beginnt mit der Öffnung der Internetseite <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed> [83]. In das Suchfeld werden die Stichworte, Autoren, Jahreszahlen etc. eingegeben. Gibt man die Autoren an, so muss beachtet werden, dass die Vornamen als Initialen ohne Punkte nachgestellt werden. Damit Worte logisch verknüpft werden können, bieten sich die Boolesche Operatoren (AND, OR, NOT und Klammern) an. Diese müssen aber groß geschrieben werden, sonst werden sie als häufig verwendete Begriffe angesehen und gar nicht erst verwendet. Wird die Liste der Ergebnisse angezeigt, so kann man durch das Klicken auf den Autornamen zur Abstract-Anzeige gelangen. Steht neben dem Ergebnis auch „Free PMC Article“, so hat man die Möglichkeit durch weitere Links zum Volltext des gewünschten Artikels zu kommen.

4.1.3 Verlauf der Internetrecherche

Der erste gewählte Terminus für die Suche nach klinischen Studien war „posterior composite restorations“ und Pubmed konnte 49 Seiten mit insgesamt 970 Artikeln dazu finden. Im Anschluss wurde weitere Schlagworte hinzugefügt, so dass dann z.B. nach „posterior composite restorations AND longevity“ gesucht wurde. Weitere Begriffkombinationen entstanden durch die Zugabe folgender Keywords:

„bond strength“, „dental adhesive“, „etch“, „material“, „filler“, „evidence-based“, „polymerization“, „shrinkage“.

Insgesamt wurden 34 Studien für diese Arbeit selektiert.

Bei der Suche nach Mikrozugversuchsstudien sowie Studien für die mechanische und thermische Wechselbelastung wurden folgende Keywords gewählt:

„microtensile bond strength“, „microtensile bond strength test“, microtensile bond strength composite“, „thermocycling“, „thermocycling composite“, „thermocycling bond strength“ „thermomechanical loading“, „thermomechanical loading adhesives“, „thermomechanical loading composite“, „simulated clinical function“.

Es wurden mehr als 2500 Artikel auf über 126 Seiten gefunden. Insgesamt kamen 60 in die engere Auswahl, aus denen 18 für diese Arbeit ausgewählt wurden.

4.1.4 Handsuche

Da einige Artikel aufgrund verschiedener Gründe nicht in Datenbanken zu finden waren, wurde eine ergänzende Handsuche in der Medizinischen Bibliothek der Charité Berlin durchgeführt.

Zusätzlich wurden die Referenzlisten ausgewählter Publikationen überprüft und relevante Artikel herausgesucht.

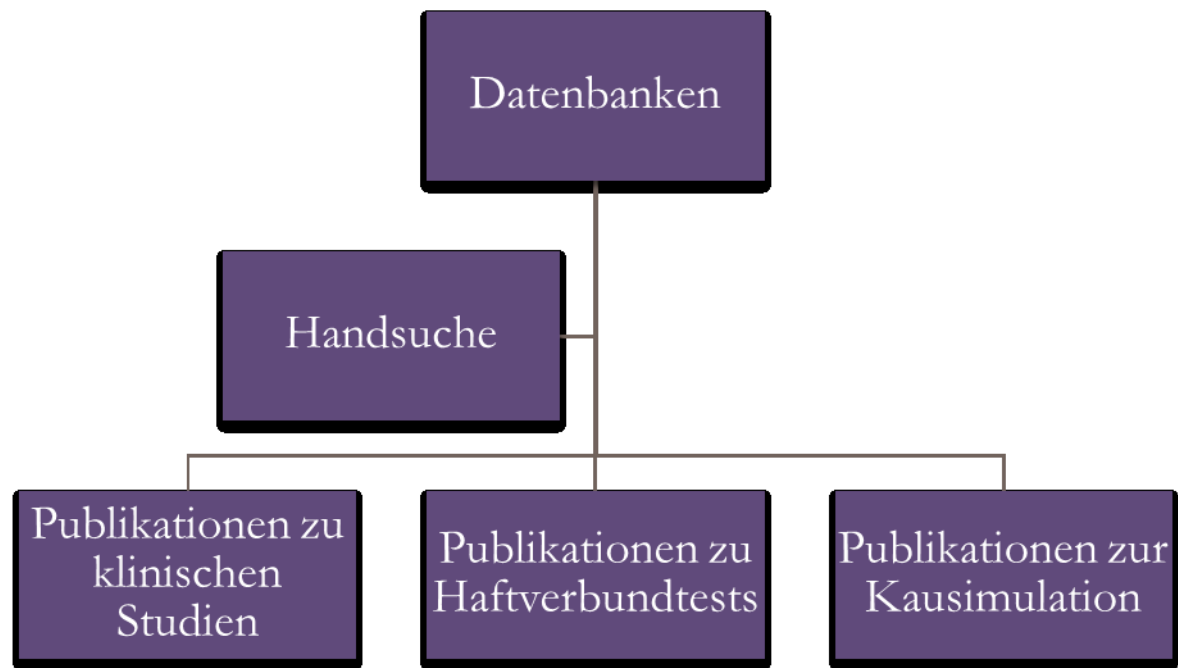


Abb. 14 Vereinfachte graphische Darstellung des Selektionsprozesses

Anhand der oben erklärten Suchstrategie wurden 34 medizinische Volltexte selektiert, die für die Themenstellung im engeren Sinne von inhaltlicher Relevanz sind und auch verwendet werden können. Bei diesen Volltexten handelt es sich um Primärstudien unterschiedlicher Größe und Studienqualität. Diese bewerteten Studien und deren Aufbau mit den Ergebnissen zur Haltbarkeit bzw. Langlebigkeit von Kompositrestaurationen werden in den folgenden Tabellen dargestellt. Sofern die Information vorliegt, werden die Ergebnisse in einzelne Bewertungskriterien aufgeschlüsselt.

4.2 Eigene Untersuchungen

Anhand von Karteikarteneinträgen und individuellen Recall-Untersuchungen wurden im Rahmen einer retrospektiven Studie direkte Kompositfüllungen an der Abteilung für Zahnerhaltungskunde, Universität Marburg und Universitätsklinikum Gießen und Marburg nachuntersucht. Subjekt waren 100 Klasse-II-Restaurationen aus dem ersten Studentenbehandlungskurs der Zahnmedizin (7. Semester) aus den Jahren 1999-2007.

Die ausgewählten Patienten entsprachen folgenden Kriterien: 1) Schmerzfreiheit am zu restaurierendem Zahn; 2) Anbringen von Kofferdam ist möglich, 3) keine weiteren Füllungen an den Seitenzähnen geplant; 4) sehr gute Mundhygiene; 5) keine aktive parodontale oder pulpäre Erkrankung; 7) Alter 18-65; 8) keine Schwangerschaft.

Einhundert Patienten (56 weiblich, 44 männlich, Durchschnittsalter 42.2 (19-64 Jahre) waren mindestens mit einer Restauration versorgt worden. Die Stichprobenberechnung wurde entsprechend der vorangegangenen Studien (1, 12, 46) durchgeführt. Venus resin composite (Heraeus Kulzer Dental, Hanau) war mit Syntac (Ivoclar Vivadent, Schaan Liechtenstein) entsprechend der Etch-and-Rinse-Technik gebondet worden. Alle Füllungen (ausschließlich Klasse II, 52 MO/OD, 48 MOD oder mehr Flächen, 12 Höckeraufbauten) waren Erneuerungsfüllungen (31 OK Prämolaren, 24 Ok Molaren, 8 UK Prämolaren, 37 UK Molaren). Gründe für die Erneuerung waren Sekundärkaries (n=39), ungenügende Ästhetik (n=3) und Frakturen (n=58). Bei 35% der Kavitäten waren die Approximalkästen ohne Schmelz, 41% hatten weniger als 0,5mm Schmelz ap-proximal.

Alle Füllungen wurden in bleibende, vitale, schmerzfreie Zähne gelegt. Um maximal substanzschonend zu bleiben, wurde auf die "Extension for Prevention" Methode verzichtet, jedoch waren die meisten Restaurationen schon vorher untersichgehend für Amalgamretentionen präpariert worden. Das Beschleifen war mit grobkörnigen Diamanten unter Wasserkühlung (80µm Diamant, Komet, Lemgo, Deutschland) durchgeführt worden und das Finieren mit einem 25µm Diamanten. Die Innenbereiche der Kavität wurden abgerundet und die Schmelzränder wurden nicht angeschrägt. Nach dem Säubern und Trocknen unter Kofferdamisolation (Coltene/Whaledent Inc., Altstätten, Switzerland), wurden die Adhäsivschritte mit Syntac (4 Schritt Etch-and Rinse-Adhäsiv) durchgeführt. Das Kunststoffmaterial war jeweils mit Schichtdicken von ca. 2mm in die Kavität gelegt und mit einem Stopfinstrument an die Kavitätenwände adaptiert worden. Jede Schicht war 40 Sekunden lang lichtgehärtet worden(Elipar Tri-light, 3M ESPE, Seefeld, Deutschland).

Der Okklusalbereich war, so exakt wie es unter introralen Bedingungen möglich ist, modelliert worden.

Das Lichtaustrittsfenster war so dicht wie möglich an die Kavitätenränder gebracht worden. Die Lichteintensität war regelmäßig mit einem Radiometer (Demetron Research Corp., Danburg, CT,USA) kontrolliert worden und hatte immer konstant über 650mW/cm² gelegen. Sobald die Polymerisation abgeschlossen war, war die Füllungs-oberfläche nach möglichen Defekten untersucht und, falls nötig, ausgebessert worden.

Sichtbarer Überschuß war mit einem Scaler entfernt und der Kofferdam abgenommen worden. Die zentrischen und exzentrischen Kontakte waren mit Okklusonsfolie (Roeko, Langenau, Deutschland) kontrolliert und mit Finierdiamanten Komet Dental, Lemgo, Langenau, Deutschland) eingeschliffen worden. Für das Formen und Polieren waren flexiblen Scheiben (3M Dental, St.Paul, USA), superfeine Scheiben (3M Dental, St.Paul, USA) und Polierbürsten (Hawe_Neos Dental, Bioggio, Switzerland) verwendet worden. Zum Schluss der Behandlung waren die Zähne mit einer Fluoridlösung (Elmex Fluid, GABA, Lörrach, Germany) touchiert.

Recalls wurden entweder persönlich oder retrospektiv mit Hilfe von Behandlungsakten durchgeführt. Die Beurteilung, fand unter Verwendung einer Lupenbrille mit 3,5 facher Vergrößerung, Spiegel und Sonde, nach den modifizierten United States Public Health Service (USPHS) Kriterien) statt.

Die statistische Auswertung wurde mit SPSS für Windows XP 14.0 (SPSS inc., Chicago, IL, USA) durchgeführt. Als statistische Einheit wurde ein Zahn bestimmt, die Unterschiede zwischen den Gruppen wurden mit Hilfe des Mann-Whitney U-Tests evaluiert. Die Veränderungen während des Untersuchungszeitraums wurden mit dem Friedman Test ($p=0,05$) errechnet.

5 Ergebnisse

5.1 Klinische Studien

In der kontrollierten prospektiven Studie von Frankenberger [84] wird das klinische Verhalten zweier Kompositmaterialien und Adhäsivsysteme in extendierten Klasse II Kavitäten über einen Zeitraum von sechs Jahren beobachtet. Dabei erhielten 30 Patienten 68 Kompositrestaurationen (*Solobond M+Grandio*: n=36; *Syntac+ Tetric Ceram*: n=32), die alle von einem Behandler in einer Praxis gelegt wurden. Die Bewertung erfolgte durch zwei unabhängige Behandler nach den USPHS-Kriterien. Die Erfolgsrate nach acht Jahren betrug 98,5%. Alle Patienten erschienen zum Recall nach 8 Jahren. Es kam zum Ausfall von zwei Füllungen. Eine Grandio Restauration entfiel aufgrund einer „bulk fracture“. Eine Tetric Ceram Restauration ging aufgrund einer Höckerfraktur, unabhängig von der Restauration selbst, verloren. Weder das Material noch die Lokalisation der Füllung (Ober-oder Unterkiefer) hatten einen signifikanten Einfluss auf eins der modifizierten USPHS-Untersuchungskriterien, jedoch war die Leistung der Füllungen in Molaren schlechter, bezogen auf die marginale Integrität und die Füllungs- bzw. Zahnintegrität. Unabhängig von dem benutzten Komposit wurden mit der Zeit deutliche Veränderungen in allen Kriterien, die für die klinische Untersuchung verwendet wurden, sichtbar. Es wurden vor allem Überhänge, negative Stufen, Schmelzrisse und Abplatzungen festgestellt, wobei Molaren immer früher und öfter davon betroffen waren. Insgesamt war jedoch die klinische Leistung beider Kompositmaterialien nach 8 Jahren akzeptabel.

Van Dijken [85] beurteilte in seiner klinischen prospektiven Studie die Leistung des auf Ormocer basierenden [86] Nanohybridkomposits in Klasse II Kavitäten nach 4 Jahren. Die 78 Studienteilnehmer erhielten insgesamt 165 Restaurationen von vier erfahrenen Behandlern. Als Füllungsmaterialien diente Ceram X. Es wurden zwei verschiedene Bondingsysteme verwendet, zum einen das 1-Schritt-Self-Eetch-System Xeno III, zum anderen das zwei Schritt-Adhäsiv Excite. Nach vier Jahren wurden 162 Füllungen erneut nach den USPHS-Kriterien bewertet. Davon gehörten 91 zu der XenoIII/CermaX und 71 zur Excite/CeramX Gruppe. Elf der Restaurationen (6.8%) galten als „failed“,

davon waren sieben in der Gruppe des Ein-Schritt-Systems (7.7%) und vier in der des Zwei-Schritt-Systems (5.6%). Der Hauptgrund hierfür lag in der Fraktur der Restauration. Eine deutliche Farbänderung wurde zwischen Baseline und den vier Jahren beobachtet, jedoch blieb diese Änderung im Rahmen der akzeptablen Scorebreite und es wurden auch keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Bondingsystemen diesbezüglich bemerkt. Insgesamt konnte beschlossen werden, dass das Nanohybridkomposit während der vier Jahre eine gute klinische Effektivität mit einer jährlichen Verlustrate von 1.9% und 1.4% für beide Bondingsysteme zeigte.

Da Rosa Rodolpho [86] veröffentlichte eine retrospektive Longitudinalstudie, welche die Langlebigkeit von zwei Kompositmaterialien mit unterschiedlichen Füller- und Materialeigenschaften in einem Zeitraum von 22 Jahren untersucht. Die untersuchten Komposite waren auf der einen Seite das P-50 APC mit 70vol.% anorganischem Füllergehalt (midfilled), auf der anderen Seite das Herculite XR mit 55 vol.% Füllergehalt (minifilled). Es wurden Patientenakten für die Datenrecherche verwendet. Dabei handelte es sich um Patienten, die im Zeitraum von 1986 und 1990 von dem gleichen Behandler mindestens zwei Seitenzahnfüllungen mit den jeweiligen Materialien erhielten und noch immer regelmäßig zur Kontrolle in diese Praxis kamen. Insgesamt wurden 61 Patienten mit 362 Restaurationen (121 Klasse I, 241 Klasse II) ausgewählt. Die Evaluation erfolgte durch zwei Behandler nach den FDI-Kriterien. Insgesamt galten 110 Restaurationen als „failed“, wobei bei 51 (46.6%) eine Fraktur der Restauration und bei 27 (24.5%) der Füllungen eine Sekundärkaries festgestellt wurde. Die Autoren schlussfolgerten, dass beide Kompositmaterialien auch nach 22 Jahren eine gute klinische Leistung erbrachten, wobei die jährliche Verlustrate bei 1.5% für P-50 und 2.2% für Herculite lag. Betrachtet man jedoch die Überlebensrate zwischen 10 und 22 Jahren, so zeigte das Komposit mit dem größeren Füllergehalt und dem dadurch höheren E-Modul (P-50) eine leichte, aber signifikante Überlegenheit verglichen mit dem „minifilled“ Komposit Herculite. Bei beiden Materialien lag der Hauptgrund des Versagens in der Restaurationsfraktur.

In seiner Studie bewertete Manhart [87] die klinische Leistung der Materialien Quixfil und Tetric Ceram nach vier Jahren Tragedauer. Drei Behandler legten 46 Quixfil (Xeno III) und 50 Tetric Ceram (Syntac Classic) Kompositrestaurationen in kaulasttragende Klasse I und II Prämolaren- und Molarkavitäten. Nach vier Jahren wurde die Evaluation

durch zwei andere Zahnärzte vorgenommen. Dabei wurden 37 Quixfil und 46 Tetric-Restaurationen begutachtet, da in der Zwischenzeit vier Quixfil - und eine Tetric-Füllung verloren gingen und ersetzt wurden. Das entspricht einer Erfolgsrate von 89.2% für Quixfil und 97.8% für Tetric Ceram. Alle übriggebliebenen Restaurationen wurden als exzellent oder akzeptabel bewertet. Statistisch konnte gezeigt werden, dass es über die Jahre bei beiden Kompositen zur deutlichen marginalen Verfärbung und Veränderung der marginalen Integrität kam. Bei Quixfil kam es auch zur Abnahme der Zahnintegrität, wohingegen bei Tetric Ceram eine Veränderung der anatomischen Form an der marginalen Stufe zu beobachten war. Jedoch beschränken sich die Ergebnisse im minimalen Bereich bzw. sind Änderungen nur von Alpha zu Bravo-Werten zu beobachten, so dass die Restaurationen weiterhin als akzeptabel und funktionell gelten. Insgesamt gab es keinen Unterschied in den Materialien untereinander. Zudem konnte bei beiden gezeigt werden, dass es vor allem bei großen Füllungen zu einer verstärkten marginalen Verfärbung kam. Der Verlust der marginalen Integrität und der vier Quixfil-Restaurationen ist eher auf das Versagen des Adhesivsystems zurückzuführen. Insgesamt ergibt sich eine jährliche Verlustrate von 2.7% für Quixfil und 0.6% für Tetric Ceram, jedoch darf man nicht außer Acht lassen, dass es sich hierbei nur um eine Tragedauer von vier Jahren handelt und somit weitere Ergebnisse in den nächsten Kontrolljahren abzuwarten sind.

Die randomisierte klinische Studie von Fagundes [88] untersucht die Leistung von zwei Kompositmaterialien nach fünf Jahren. Bei 33 Patienten wurden von einem Behandler jeweils zwei Restaurationen gelegt, wovon eine aus dem Komposit *Alert* und die andere aus dem Komposit *SureFil* bestand. Es waren 30 Klasse I und 36 Klasse II Füllungen vorhanden. Nach fünf Jahren wurden 60 (90.9% Recall) Restaurationen anhand der USPHS-Kriterien von zwei Behandlern bewertet. Drei Teilnehmer mit insgesamt sechs Restaurationen (drei Alert, drei SureFil) konnten am Recalltermin nicht teilnehmen. Zwei Klasse II Restaurationen (jeweils eine SureFil und eine Alert) galten als „failed“. Die SureFil-Restauration versagte aufgrund der Kombination von Fraktur und Sekundärkaries. Die Alert-Füllung wurde von einem anderen Zahnarzt durch eine Amalgamfüllung ersetzt. Die Gründe hierfür sind nicht bekannt. Bei beiden Materialien wurden Randverfärbungen, Veränderung der Oberflächenstruktur und Farbpassung beobachtet. Der einzige bedeutsame Unterschied zwischen den beiden Kompositen nach fünf

Jahren war die bessere Oberflächenbeschaffenheit bei SureFil. Die jährliche Verlustrate, die lediglich bei den Klasse II Restaurationen vorkam, betrug 1.1% für Alert und 1.3% für SureFil. Insgesamt konnte gezeigt werden, dass beide Kompositmaterialien zufriedenstellende klinische Ergebnisse hervorbrachten.

Simecek [89] analysierte Akten von 2,780 U.S Navy and Marine Corps Mitgliedern, um das relative Erneuerungsrisiko von ursprünglich intakten Amalgam- und Kunststofffüllungen während des 1. Militärdienstjahres zu bestimmen. Bei der initialen Untersuchung wurden 199 (18%) der ursprünglich 1.140 Kompositrestaurationen als erneuerungsbedürftig bewertet. Während des Beobachtungszeitraumes wurden von den 941 restlichen weitere 157 (17%) als erneuerungsbedürftig eingestuft, dabei vor allem die mehrflächigen Füllungen. Insgesamt war die Erneuerungsrate statistisch gesehen bei den Kompositen höher als bei Amalgam. Ungefähr die Hälfte aller erneuerten Füllungen war auf Initialkaries auf bis dato nichtkariösen Flächen zurückzuführen. Wurden aber dieser Erneuerungsgrund nicht als „failed“ berechnet, war der Hauptgrund für ein erhöhtes Erneuerungsrisiko auf Materialversagen und Sekundärkaries zurückzuführen. Gefährdet waren vor allen Patienten mit einem erhöhten Kariesrisiko.

Palaniappan [90] untersuchten in ihrer klinischen randomisierten Studie sowohl die klinische Leistung als auch die quantitativen und qualitativen Abrasionsmuster der Hybridkomposite. Es wurden 49 Füllungen von zwei Behandlern gelegt, die entweder Tetric Ceram, Grandia Direct Posterior oder Tetric Evo als Füllungsmaterial verwendeten. Die Recallrate nach drei Jahren lag bei 100%, ohne dass es zu Füllungsverlusten jeglicher Art kam. Um auch die Abrasion bewerten zu können wurden zu jedem Recalltermin die Füllungen photographisch dokumentiert (mit und ohne Okklusionspapier) und Abformungen genommen, um Gipsmodelle der gefüllten Zähne herzustellen. Die Gipsmodelle wurden dreidimensional per Laserscanner eingescannt. Es konnten folgende Abrasionsfacetten erkannt werden: starke oder schwache Okklusionskontakte im Schmelzbereich (OCAE), Okklusionskontakt im Kompositbereich (OCAC), unterschiedliche Abrasion (sowohl OCAE als auch OCAC), kontaktfreier okklusaler Bereich (CFOA) und die Restaurationsgrenzen. Das Elektronenrastermikroskop wurde ebenfalls zur Bewertung hinzugezogen. Bei der Laserauswertung wurde ein Unterschied zwischen dem vertikalen Höhenverlust im Okklusionsbereich (OCA) durch Antagonistenkontakt und dem Volumenverlust der gesamten Okklusalfäche gemacht. Es konnte

kein größerer statistisch signifikanter Unterschied in Bezug auf den vertikalen Höhenverlust zwischen den drei Materialien versus dem Schmelz im starken Kontaktbereich gesehen werden, was darauf schließen lässt, dass alle drei Materialien einen schmelz-ähnlichen Abrasionswiderstand haben. Auch zeigten die getesteten Materialien untereinander keine statistisch wichtigen Unterschiede im Höhenverlust während der gesamten Recallperiode. Der Volumenverlust der drei Kompositmaterialien war bedeutend höher als vom Schmelz; untereinander jedoch war er nicht signifikant. Hiermit bestätigt sich die Hypothese, dass je größer die Restaurationsdimension, desto größer ist der dem Kaustress exponierte Bereich, so dass die Füllung einem schnelleren Materialverlust unterliegt. Es konnte auch ein wichtiger linearer Zusammenhang zwischen dem Vertikal- und Volumenverlust der Füllungsmaterialien erkannt werden, welcher als Hinweis darauf dient, dass die vertikale Abrasion im Laufe der Zeit ist direkt proportional zur volumetrischen. In der Elektronenrasteruntersuchung wurde erkannt, dass keines der Materialien den Ermüdungserscheinungen durch den zyklischen Kauprozess vollständig standhalten konnte. Insgesamt aber haben alle drei Restaurationsmaterialien nach drei Jahren gute klinische Ergebnisse vorgewiesen.

Bernardo [91] verglich in seiner randomisierten Studie die Überlebensrate und die Gründe des Versagens von sowohl Amalgam- als auch Kompositrestaurationen. Dabei erhielten 472 Personen insgesamt 1748 Füllungen, von den 892 aus Komposit und 856 aus Amalgam bestanden. Alle Füllungen erfolgten durch 14 Zahnärzte derselben Universitätsklinik. Der Beobachtungszeitraum erstreckte sich über sieben Jahre. Insgesamt versagten 10.1% der Füllungen. Die Überlebensrate der Kompositfüllungen war bei 85.5% und lag somit niedriger als die von Amalgam (94.4%). Die jährliche Verlustrate belief sich auf 2.21% für Komposit, die von Amalgam auf 0.82%. Die Hauptgründe hierfür waren Füllungsfraktur und Sekundärkaries für beide Restaurationsarten, wobei Komposit mit 12.4% und 88% höher lag. Das Gesamtrisiko Sekundärkaries zu entwickeln, war bei Kompositfüllungen um 3,5mal höher als bei Amalgam. In dieser Studie konnte somit Amalgam die besseren Ergebnisse vorweisen.

Die retrospektive klinische Studie von Opdam [92] untersuchte die Langlebigkeit von Komposit- und Amalgamrestauration im Seitenzahnbereich. Es wurden 1955 Kompositfüllungen und 912 Amalgamfüllungen in einer Zahnarztpraxis zwischen 1990 und 1997 gelegt. 259 Komposit- und 182 Amalgamfüllungen galten nach der Beobachtungsperi-

ode von zehn Jahren als „failed“. Karies war bei 38% der Kompositfüllungen der Grund für den Funktionsausfall, während die Restaurationsfraktur bei 5% lag. Die Ergebnisse waren den der Amalgamgruppe sehr ähnlich. Nach zehn Jahren wurde für Komposit eine Überlebensrate von 82.2% errechnet, für Amalgam 79.2%. Auch hier spielte für beide Materialien die Anzahl der Füllungsflächen eine entscheidende Rolle.

Die 17-Jahresstudie von da Rosa Rodolpho [93] evaluierte die Langzeitergebnisse von Kompositrestorationen im Seitenzahnbereich, die in einer allgemeinen Zahnarztpraxis zwischen 1987 und 1988 mit den Kompositen P-50 und Herculite gelegt wurden. Es wurden 38 Patienten ausgewählt und zwei Behandler führten die Untersuchungen und Evaluationen nach den USPHS-Kriterien durch. Von den 282 Füllungen fielen 98 (34,6%) aus. Davon waren 42 (43%) aufgrund von Reparaturfraktur der Füllung und elf (11%) wegen Füllungsfraktur ausgefallen. Sekundärkaries war bei 22 (23%) zu beobachten. Die jährliche Verlustrate wurde auf ca. 2.4% geschätzt. Die klinische Leistung beider Komposite machte keinen Unterschied und insgesamt war nach 17 Jahren akzeptabel.

Poon [94] untersuchte die klinische Leistung zweier Kompositmaterialien nach 3,5 Jahren. Drei Zahnärzte legten an der Klinik von Hongkong 105 Seitenzahnfüllungen, entweder mit SureFil oder Spectrum. Zum Recall wurden 54 (51%) der Füllungen evaluiert. Davon waren 29 SureFil- und 25 Spectrumrestorationen. Acht Restorationen fielen aufgrund von Höckerfraktur und Füllungsfraktur aus. Bei zwei Restorationen war Sekundärkaries der Ausfallgrund. Da lediglich zwei große SureFil-Restorationen vor Ende der Baseline frakturierten, wurde nur für dieses Material eine jährliche Verlustrate von 6.3% berechnet. Insgesamt ließ sich eine Überlebensrate für SureFil mit 81.3% und für Spectrum eine mit 92% nach 3,5 Jahren aufstellen. Beide Komposite waren klinisch ähnlich und zufriedenstellend, vor allem solange es sich um Klasse I und moderate Klasse II Restorationen handelte.

Opdam [95] untersuchte in seiner retrospektiven Studie die klinische Leistung nach fünf Jahren von Kompositseitenzahnfüllungen, die von Zahnmedizinstudenten gelegt wurden. Als Kompositmaterial wurde P50 von 3M mit dem Adhäsivsystem Scotchbond Multi Purpose verwendet. Es wurden insgesamt 703 gelegte Restorationen in 382 Patienten untersucht. Nach 5 Jahren galten 560 der ursprünglich 703 Füllungen als klinisch akzeptabel. 49 Füllungen galten als funktionell, wovon 44 mit einer Krone res-

tauriert wurden und vier eine neue Füllung neben der schon bestehenden Füllung erhielten. 94 Füllungen fielen aus, wobei die Hauptgründe Kompositfraktur, Karies, endodontologische Behandlung, defekter Rand oder fehlender Approximalkontakt waren. Die Überlebensrate für die Kompositrestaurationen lag bei 87% nach fünf Jahren, was zu einer jährlichen Versagensrate von 2.8% führte. Insgesamt sollten die Ergebnisse dieser Studie vorsichtig betrachtet werden, da eine große Anzahl der ursprünglichen Patienten während des Beobachtungszeitraumes verloren gingen und auch die Evaluation nicht über die USPHS oder Ryge-Kriterien erfolgte, sondern Informationen indirekt aus den Patientenakten entnommen wurden.

Türkün [96] evaluierte in seiner Studie die klinische Leistung dreier verschiedener Kompositmaterialien (Z100, Clearfil Ray-Posterior, Prisma TPH) nach sieben Jahren. Es wurden 120 Seitenzahnfüllungen an 38 durch einen Behandler durchgeführt und von 3 Behandlern nach den Ryge's-Kriterien evaluiert. Nach sieben Jahren erschienen 21 (55,2%) Patienten zum Recall. Die restlichen 17 konnten entweder nicht erreicht werden oder waren weggezogen. Vier der Restaurationen fielen aufgrund von Sekundärkaries und mangelnder marginaler Integrität aus, was somit eine jährliche Verlustrate zwischen 0,6 und 1,4% ausmachte. Die Überlebensrate für Z100 lag bei 95,7%, für Clearfil bei 96,2% und für Prisma bei 90,5%. Alle drei getesteten Komposite hatten akzeptable klinische Ergebnisse nach 7 Jahren. Auch konnte keine Verbindung zwischen dem Strep.Mutans und Laktobazillus im Speichel mit den ausgefallenen Restaurationen nachgewiesen werden.

Die Studie von Ernst [97] untersucht die klinische Leistung eines stopfbaren Komposits (Prodigy Condensable) in Kombination mit einem fließfähigen Material. Jeder der 50 Patienten erhielt mindestens zwei Füllungen, so dass insgesamt 116 Klasse II Restaurationen gelegt wurden. Jeweils bei einer der beiden Füllungen eines Patienten wurde eine zusätzliche Schicht des fließfähigen Komposits aufgetragen. Zum Recall nach 2 Jahren wurden 111 Restaurationen (95%) nach den Ryge-Kriterien begutachtet. Drei Füllungen frakturierten, bei einer wurde Sekundärkaries entdeckt und ein weiterer Zahn musste endodontisch behandelt werden. Die Überlebensrate der Gruppe nach 24 Monaten, die zusätzlich das Flowable benutzte, lag bei 92,2% (jährliche Verlustrate 3.6%), die der Gruppe ohne das fließfähige Komposit bei 94,6% (jährliche Verlustrate

2,7%), so dass es keine statistisch signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Vorgehensweisen gab.

Das Ziel dieser randomisierten klinischen Studie von Manhart [98] war die Beurteilung der klinischen Akzeptanz von direkten Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich nach drei Jahren. 46 Molaren von 43 Patienten wurden mit *QuiXfill* und 50 *Tetric Ceram* Restaurationen (Klasse I und Klasse II) versorgt. Zum Recall nach drei Jahren konnten 38 von 43 Patienten mit 40 *QuiXfill* (87%) und 46 *Tetric Ceram* (92%) evaluiert werden. Drei *QuiXfill* Restaurationen wurden als „failed“ eingetragen und eine *Tetric Ceram* Restauration ist aufgrund von Zahnverlust verloren gegangen. Insgesamt konnten keine signifikanten Unterschiede zwischen den beiden Materialien aufgewiesen werden.

Collins [99] stellte in seiner Studie die Ergebnisse von Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich nach acht Jahren Tragedauer vor. Es wurden insgesamt 330 Restaurationen sowohl Klasse I als auch Klasse II im Prämolaren- und Molarenbereich gelegt. Dabei wurden ein Mikrofüllerkomposit, ein feinkörniges Hybridkomposit und ein grobkörniges Komposit verwendet. Als Kontrollgruppe wurden Amalgamrestaurationen hinzugezogen. Zum 8-Jahres Recall erschienen 46 Patienten (64%) mit insgesamt 193 Restaurationen. Die Füllungen wurden mit Hilfe der USPHS-Kriterien von zwei unabhängig voneinander arbeitenden Zahnärzten evaluiert. Nach acht Jahren waren 25 der ursprünglich 213 Füllungen nicht mehr funktionell und ausgefallen eingestuft. Fünf weitere sollten ersetzt werden. Dabei handelt es sich um 13% der Kompositfüllungen und 5,8% der Amalgamfüllungen. Von den 161 Kompositrestaurationen sind neun (16,4%) des Mikrofüllerkomposits, acht (15,4%) des feinkörnigen Hybridkomposits und fünf (9,3%) des grobkörnigen Komposits betroffen. Die häufigsten Gründe für den Verlust oder Ersatz einer Restauration waren die Füllungsfraktur oder randständige Sekundärkaries. Bei drei Füllungen kam es zum Verlust aus Gründen, die nicht in Verbindungen mit den Materialien stehen. Insgesamt konnten in dieser Studie wenige signifikante Ergebnisse zwischen den vier verwendeten Materialien festgestellt werden. Deutlich wurde jedoch, dass die Frakturnrate der Kompositrestaurationen 2-3 Mal höher war als die der Amalgamgruppe. Zudem wurde ersichtlich, dass das Feinpartikelkomposit öfters Abnutzungserscheinungen vorwies und das grobkörnige Hybridkomposit weniger marginale Frakturen zeigte, als das Mikrofüllerkomposit.

5.2 Studien zur Adhäsion

Mit der Tatsache im Hintergrund, dass die Polymerisationsschrumpfung eines Komposits mit einem hohen C-Faktor zu einem erhöhten Polymerisationsschrumpfungsstress führt, untersuchte Van Ende [100] in seiner Studie, ob ein niedrig schrumpfendes Komposit mit unterschiedlichen Schichtmethoden, weniger Stress an den adhäsiven Verbundflächen zwischen Bonding und Dentin induziert. Verglichen wurden dabei ein Silorankomposit (Filtek Siloran) mit einem konventionellen methacrylatbasiertem Komposit (Filtek Z100). Beide wurden jeweils entweder zu okklusalen Klasse I oder zu flachen koronalen Restaurationen gebondet. Filtek Silorane wurde dabei insgesamt in sechs verschiedene Applikationsarten eingeteilt, bei Filtek Z100 waren es nur die oben genannten zwei (okklusal oder flach-koronal). Als Adhäsivsystem wurde das Silorane System Adhesive verwendet. Insgesamt wurden daher acht Gruppen gebildet, die sich nicht nur in ihrem Füllungstyp, sondern auch in ihrer Schichtungsweise unterscheiden. Nach sieben Tagen Wasserlagerung, wurden die einzelnen Molare nun in sektionierten Proben, in Form von kleinen Sticks, dem Haftverbundtest (microtensile bond strength bzw. μ -TBS) ausgesetzt (Vorschubgeschwindigkeit 1mm/min; Belastung 100N). Es konnten keine wesentlichen statistischen Unterschiede im μ -TBS erkannt werden, wenn beide Materialien an flache Dentinoberflächen gebondet wurden (Z100= 30.2 MPa; Silorane 33.4 MPa). Wurde jedoch an Kavitätenbodendentin gebondet, so wurde bei beiden Kompositen ein verminderter Haftverbund festgestellt, der jedoch statistisch nur für Filtek Silorane (cavity/bulk-filled) mit 13.2 MPa signifikant ist. Als Hauptgründe hierfür werden den erhöhte C-Faktor und die schwierige Adaptation des verhältnismäßig steifen Materials an die schmalen Kavitätenwände genannt. Wurde das Siloran mit Hilfe der Schichttechnik gehärtet, so verbesserten sich die Haftverbundwerte (21.5 MPa), da es durch das Vermindern des C-Faktors in den einzelnen Schichten zu einem geringeren Schrumpfungsstress kam. Zudem spielten auch die leichtere Applikation, die längere Polymerisationszeit und die erhöhte Lichtintensität wegen der dünneren Kompositschicht am Interface eine Rolle. Wurde zusätzlich noch zuerst eine Schicht des dünnfließenden Silorankomposits ausgehärtet, so verbesserten sich die Werte abermals (23.7 MPa). Zusammenfassend kann man sagen, dass das niedrigschrumpfende Silorankomposit und das konventionelle Komposit gleichstark an flache Dentinoberflächen bonden. Anhand der unterschiedlichen Applikationsformen wurde

deutlich gemacht, dass eine adäquate Aushärtung v.a. am Kavitätenboden eine wichtigere Rolle als die Kavitätenform spielt. Daher wird auch bei niedrig-schrumpfenden Kompositen zu einer Schichttechnik geraten.

Andrade [101] untersuchten in ihrer Studie den Haftverbund zwischen Komposit und Adhäsiv zu Schmelz mit Hilfe des μ -TBS (microtensile bond strength) -und des μ -SBS-Tests (micorshear bond strength). Es wurden 36 extrahierte, kariesfreie Humanmolaren für diese Versuchsreihe verwendet. Als Material wurden das Mikrohybridkomposit Filtek Z250 und das fließfähige Komposit Filtek Flow Z350 verwendet. Die verwendeten Adhäsivsysteme bestanden aus dem Drei-Schritt Etch-and-Rinse System Solobond Plus, einem Zwei-Schritt Etch-and-Rinse System Adper Single Bond Zwei und dem Ein-Schritt self-etch Adhäsiv Futurabond NR. Insgesamt wurden die Zahnproben in sechs Gruppen eingeteilt, wobei jedes Komposit mit jeweils einem Adhäsivsystem eine Gruppe bildet. Die Ergebnisse der Haftverbundtests (Vorschubgeschwindigkeit 0.5mm/min) zeigen, dass der Verbund von Filtek Z250/Adhäsiv zu Schmelz höher ist, als der von dem fließfähigen Komposit (33.2-34.7 MPa). Die schlechteren Ergebnisse für das fließfähige Filtek Flow (22.4-28.0 MPa) lassen sich vor allem durch die verringerte Füllernzahl und die somit beeinträchtigten mechanischen Eigenschaften des Materials erklären. Die Folge ist eine erhöhte Polymerisationsschrumpfung, welche einen erhöhten Polymerisationsstress im Bereich des Interface mit sich zieht.

De Munck [102] untersuchte die Haftverbundstärke (μ -TBS-Test: Vorschubgeschwindigkeit 1mm/min; 100N Belastung) von Adhäsiven an Klasse I- Dentinböden in Anwesenheit von mechanischen und chemischen Einflüssen. Die Haftverbunde eines 3-Schritt-etch-and-rinse (OptiBond FL), eines 2-Schritt (Clearfil Protect Bond) und eines 1-Schritt self-etch (iBond) Adhäsivs wurden nach Thermocycling (Temperaturwechselbelastung; 5°C/55°C; 20000 Zyklen, jeweils 30s Verweilzeit) wie auch nach 20 Tagen Wasserlagerung gemessen. Als Restaurationsmaterial wurde das Komposit Filtek Z100 verwendet. Die Versuchszähne wurde in insgesamt neun Gruppen eingeteilt (3 Adhäsive x 3 Versuchsgruppen). Aus jeder Adhäsivgruppe wurden jeweils drei Zähne 20.000 Zyklen des Thermocyclings ausgesetzt (Gruppe 1: tc/cavity). Aus sechs anderen Zähnen der jeweiligen Adhäsivgruppe wurden pro Zahn jeweils 4 μ -TBS Versuchsproben (μ -TBS-Sticks) geschnitten. Während jeweils zwei dieser Proben nach 20 Tagen Lagerung in Wasser ebenfalls für die Wechselbadbelastung gebraucht wurden (Gruppe 2:

tc/stick), lagerte man die anderen zwei Proben als Kontrolle (Gruppe 3: cont./no tc) für 20 Tage in 100% Feuchtigkeit ohne Thermocycling, um sie einer diffusionsabhängigen Hydrolyse und Auswaschung auszusetzen. Diese Zeitspanne entspricht ungefähr der Thermocyclingprozedur. Es konnte festgestellt werden, dass die Temperaturwechselbadbelastung weder bei den Klasse I-Kavitäten noch bei den μ -TBS-Sticks einen mechanischen oder chemischen Abbau des Dentinverbundes der 2- und 3-Schritt-Adhäsive beschleunigte. In der Gruppe 1 lagen die Werte für OptiBondFL bei 27.0MPa und für Protect Bond bei 24.7MPa. Gruppe 2 zeigte 18.7MPa und 23.1MPa auf. Der Verbund des 1-Schritt-Adhäsivs iBond war mit 12.1-12.6MPa jedoch zu schwach, um der hohen Polymerisationsschrumpfung, die in okklusalen Klasse-I-Kavitäten entsteht, standzuhalten.

Rotta [103] untersuchte die Wirksamkeit selbstätzender Adhäsivsysteme auf unbehandeltem Schmelz und verglichen die Effekte mit denen eines mit Säure präkonditionierten Schmelzes. Auch wurde näher betrachtet, wie sich die Substitution des Bondingkunststoffs auf die selbstätzenden Systeme auswirkt. In allen Gruppen wurde zusätzlich die Haftverbundstärke gemessen. Die verwendeten Adhäsive waren Clearfil SE Bond (CSE), Tyrian SPE/One-Step-Plus (TY) und Adper Prompt L-Pop (AD). Als Komposit wurde Filtek Z100 hinzugezogen. Zur Kontrolle wurde das 3-Schritt-Adhäsiv Scotchbond Multi-Purpose Plus (SBMP) hinzu gezogen. Als Verbundfläche wurden die buccalen oder lingualen Kronenmitten von 30 Molaren verwendet. Es wurden drei Gruppen gebildet: In Gruppe C (conventional) erfolgte die Applikation der Adhäsive nach den Vorgaben der Hersteller. Die Gruppe PA (phosphoric acid) enthielt die Proben, deren Schmelzoberflächen vor Auftragen der Adhäsive, für 15 Sekunden mit einer 35% Phosphorsäure konditioniert wurden. In der Kontrollgruppe CR (control resin) wurden die selbstätzenden Primer im ersten Schritt nach Herstellerangaben appliziert, wobei jedoch die Lichtaushärtung ausgelassen wurde. Daraufhin wurden die geätzten Schmelzoberflächen für 60 Sekunden in eine 30% Ethanollösung getaucht und anschließend für eine weitere Minute in ein azetonhaltiges Ultraschallbad gelegt, um die selbstätzende Flüssigkeit aufzulösen. Dieser Vorgang wurde drei Mal wiederholt. Die nun geätzten, kunststofffreien buccalen und lingualen Oberflächen wurden alle daraufhin mit dem Bonding des Scotchbond Adhäsivs gebondet. Auf den lingualen und buccalen Schmelzoberflächen, wurde das Hybridkomposit Filtek Z250 jeweils in drei 1mm dicken Schich-

ten ausgehärtet. Der μ -TBS-Test (0.5mm/min Vorschubgeschwindigkeit (crosshead speed)) ergab, dass die Interaktion zwischen Adhäsiv vs. Oberflächenbehandlung eine bedeutende Rolle spielt: Gruppe C, in der alle selbstätzenden Produkte nach Herstellerangaben angewendet wurden, zeigte deutlich geringere Werte, als diejenigen, welche in Gruppe PA (mit Säure konditioniert) und Gruppe CR (Kontrollkunststoff) zu finden waren. Statistisch war dieses Ergebnis jedoch nur für die Systeme Tyrian (6.9 MPa) und Adper Prompt (6.8 MPa) ausschlaggebend. Sowohl durch die zuvor erfolgte Phosphorsäureätzung, als auch durch das Auftragen eines hydrophoben Bondingmaterials auf den durch die selbstätzenden Adhäsive vorbehandelten Schmelz, konnten höhere Bondingwerte erreicht werden: 21.2-23.7MPa für TY und 21.5-23.2MPa für Adper Prompt. Trotz der deutlich ausgeprägteren Ätzmuster bei TY und AD, war die Bondingleistung weder ähnlich mit der der Etch-and-Rinse-Systeme, noch besser als die des milden selbstätzenden Systems CSE. Eine Verbesserung der Bondkraft dieser selbstätzenden Systeme mit niedrigem pH-Wert, kann jedoch entweder durch eine Phosphorsäurevorbehandlung oder den Gebrauch eines Bondingkunststoffes mit hoher Kohäsionskraft erreicht werden.

Welchen Einfluss der C-Faktor und die Schichttechnik auf die Verbundkraft an Dentin hat, untersuchte Nikolaenko [104]. Für diese Studie wurden 99 extrahierte und kariesfreie 3.Molaren verwendet. Für die Gruppe mit einem niedrigen C-Faktor wurde der okklusale Schmelz abgetragen, wohingegen bei der Gruppe mit einem hohen C-Faktor parallele $4 \times 4 \times 4 \text{ mm}^3$ Klasse I Kavitäten präpariert wurden. Es kamen drei verschiedene Adhäsivsysteme zum Einsatz. Dreiunddreißig Zähne wurden willkürlich in jeweils eine Adhäsivgruppe eingeordnet und dann weiter in elf Gruppen mit unterschiedlichem C-Faktor unterteilt (~ 0.2 und ~ 4.0). Die Oberflächen wurden mit OptiBond FL (OP), Single Bond (SB) und One Up Bond F (OF) nach Herstellerangaben behandelt. Die Kronen der abgeflachten Zähne wurden mit vier 1mm-Schichten eines Hybridkomposits (Z250) aufgebaut. Die okklusalen Kavitäten wurden mit zehn verschiedenen Schichttechniken gefüllt. In einigen Gruppen wurde zuerst das fließfähige Komposit Filtek Flow in einer 0.5mm dünnen Schicht an Kavitätenboden- und wände aufgebürstet und für 40 Sekunden lichtgehärtet. Die Versuchsproben wurden anschließend in mehrere dünne Stäbchen gesägt, wobei von den insgesamt 60 Stäbchen aus jeder Gruppe 20 die verbleibende Dentinstärke zur Pulpa $2.0 \pm 0.5 \text{ mm}$ aufweisen mussten. Nach 24 Stunden

Lagerung in 37°C warmen destilliertem Wasser wurde der μ -TBS-Test (50N Belastung, Vorschubgeschwindigkeit 1mm/min) durchgeführt. Die Haftverbundstärke an flachen Oberflächen lag für OptiBond bei 47MPa und für Single Bond bei 46MPa. One Up Bond lag mit 23MPa statistisch unter den beiden anderen Adhäsivsystemen.

In der Gruppe der Klasse I Kavitäten, zeigte die „bulk-fill“-Technik für OptiBond und Single Bond signifikant höhere Werte als One Up Bond. Bei der horizontalen Schichtungsweise stieg der Verbund mit der Anzahl der Schichten. OptiBond und Single Bond hatten eine ähnliche Verbundkraft mit ~15MPa für zwei horizontale Schichten und ~30 für vier Schichten, was eine bedeutende Haftbundverstärkung anzeigte. Die vorangegangene Beschichtung mit dem Flowkomposit ergab keine erkennbaren Vorteile in der Gruppe mit der horizontalen Schichtung.

Die vertikal geschichtete Gruppe zeigte schlechtere Ergebnisse, als die anderen Schichtungstechniken, jedoch verbesserte sich der Haftverbund für SB und OF durch das vorherige Anwenden eines fließfähigen Komposits. In der Gruppe mit der schrägen Schichtung zeigte sich eine leichte Tendenz zugunsten der Flowmethode, jedoch blieb es dabei ohne statistische Bedeutung.

Insgesamt kann gesagt werden, dass ein hoher C-Faktor ein Risiko für den Kunststoff-Dentin-Verbund darstellt. Zudem spielt die Schichttechnik ebenfalls eine wichtige Rolle. In Klasse I Kavitäten ist die horizontale Schichtung die Methode der Wahl, um gute Bondingergebnisse zu erhalten.

De Munck [105] beschrieben in ihrer Studie die Auswirkung der Dentinregion und Langzeitwasserlagerung auf die Haftverbundwirkung von Dentinadhäsiven. Für die Versuche wurden 80 frisch extrahierte 3. Molaren von Patienten unter 25 Jahren verwendet. Das okklusale Drittel der Zahnkrone wurde entfernt, so dass die entstandene Oberfläche mit verschiedenen Adhäsiven und einem Kompositmaterial aufgebaut wurde. Zum Einsatz kamen das Ein-Schritt Adhäsiv G-Bond, die Zwei-Schritt „self-etch“ Systeme Clearfil SE Bond und Protect Bond, Scotchbond 1 XT als ein weiteres 2-Schritt System und das Drei-Schritt „Etch-and-Rinse“ Adhäsiv OptiBond FL. Der Kompositaufbau erfolgte mit Clearfil AP-X. Nach einer Woche Wasserlagerung bei 37°C wurden die Zähne vertikal in einzelne Sticks geschnitten, so dass man bis zu 30 Mikroproben pro Zahn erhielt. Es wurden zwei Gruppen gebildet: Die Sticks, die sich direkt über der Pulpa befanden wurden als „central“ bezeichnet, während die Sticks ohne Verbindung

zum Pulpengewebe „peripher“ genannt wurden. Anschließen erfolgte die Wasserlagerung. Von jedem Zahn wurden Sticks für eine Woche, drei, sechs und zwölf Monate im Wasserbad gehalten. Anschließend wurde entsprechend der μ -TBS- Test durchgeführt (Belastung mit Vorschubgeschwindigkeit von 1mm/min bis zur ersten Fraktur, Belastung 100N). Insgesamt wurde deutlich, dass sowohl die Wahl des Adhäsivsystems als auch die Länge der Lagerung eine sehr bedeutende Rolle für den Haftverbund spielen. Die zentralen Proben zeigten eine deutlich geringere Bondkraft als die peripheren, was aber der Wasserlagerung und nicht dem Adhäsivsystem zuzuschreiben ist. Das Einzschritt System G-Bond zeigte von allen Systemen den schlechtesten Haftverbund sowohl bei der Baseline als auch nach einem Jahr Wasserlagerung. Die Bondkraft der peripheren Versuchsproben war insgesamt um 6% höher als die der zentralen. Die höchsten Verbundwerte sowohl bei der Baseline als auch nach einem Jahr wiesen die Zwei-Schritt „self-etch“-Systeme (Clearfil und Protect Bond) auf. Diese Adhäsive waren auch den regionalen Unterschieden gegenüber am empfindlichsten, so dass der Verbund an den zentralen Sticks um 20% geringer war, als an den peripheren. Scotchbond 1 XT hatte einen ziemlich hohen Kraftverbund bei der Baseline, dieser sank aber relativ schnell, so dass nach einem Jahr nur 25% des Verbundes übrig waren. Im Gegensatz zu anderen Systemen konnte hier aber kein Unterschied zwischen der zentralen und peripheren Gruppe erkannt werden. Zur Baseline hatte OptiBond mit die höchsten Bondkräfte, jedoch wurden diese auch mit der Zeit schwächer. Nach einem Jahr waren die Werte vergleichbar mit denen der zentralen Proben der Zwei-Schritt „self-etch“ Systeme. Der Unterschied zwischen den zentralen und peripheren Proben bei diesem Drei-Schritt „Etch-and-Rinse“-Adhäsiv war relativ gering, vor allem nach Wasserlagerung. Schlussfolgernd kann gesagt werden, dass die Bondkraft der „Etch-and-Rinse“-Adhäsive verhältnismäßig unempfindlich gegenüber den regionalen Dentinunterschieden sind. Für die milden selbstätzenden Zwei-Schritt Adhäsive stieg der Haftverbund mit dem erhöhten Vorkommen an intertubulärem Dentin. Sie zeigten sich auch am ausdauerndsten nach einem Jahr Lagerung in Wasser, dicht gefolgt von den „Etch-and-Rinse“-Adhäsiven. Das 1-Schritt-Adhäsiv war etwas empfindlicher in Bezug auf die regionalen Unterschiede, jedoch war grundsätzlich die Haftverbundstärke sehr gering und empfindlich gegenüber der Wasserlagerung. Insgesamt hatten aber die regionalen Unterschiede keine Auswirkungen auf den Langzeitverbund der getesteten Adhäsive.

De Munck [106] untersuchten in einer weiteren Studie die Zersetzung der an Dentin gebondeten Total-etch-Adhäsive nach vierjähriger Wasserlagerung. Für diese Studie wurden 28 kariesfreie dritte Molaren hinzugezogen und das okklusale Kronendrittel entfernt. Alle Versuchsproben wurden willkürlich in vier Gruppen mit jeweils sieben Zähnen eingeteilt. Es wurden verschiedene Adhäsivsysteme verwendet: Zwei-Schritt-Total-etch-Adhäsive Optibond Solo und Scotchbond 1 und ihre Drei-Schritt-Vorgänger Optibond Dual-Cure und Scotchbond Multi-Purpose. Die Zahnoberflächen wurden in drei oder vier Schichten bis zu einer Höhe von fünf bis sechs Millimeter mit dem Komposit Z100 aufgebaut. Aus jeder Gruppe wurden je drei Zähne nach 24 Stunden Lagerung in 37°C warmen Wasser (indirekte Exposition des Zahn-Füllungs-Verbunds (24h-IE) dem μ -TBS-Test ausgesetzt. Die restlichen vier Zähne aus der Gruppe wurden für vier Jahre bei 37°C in 0,5% chlorhaltigem Wasser gelagert. Zwei dieser Zähne wurden vor der Wasserlagerung halbiert, um den Zahn-Füllungs-Verbund dem direkten Kontakt mit Wasser auszusetzen (4yr-DE). Die übrigen Zähne blieben intakt und wurden somit nur indirekt dem Wasser exponiert (4yr-IE). Die Ergebnisse zeigten, dass in der Gruppe 24hr-IE, das Drei-Schritt-Total-Etch-Adhäsiv OptiBond Dual Cure mit 53.6 MPa einen deutlich höheren Dentinverbund als sein Zwei-Schritt Nachfolger das OptiBond Solo (34.8 MPa) hat. Hingegen konnte zwischen dem Zwei-Schritt-Adhäsiv Scotchbond 1 (52.2 MPa) und seinem Drei-Schritt Vorgänger Scotchbond Multi-Purpose (45.6 MPa) kein signifikanter Unterschied entdeckt werden. Die indirekte Exposition nach vier Jahren verminderte unbedeutend den Haftverbund der vier Adhäsive. Eine vierjährige Wasserlagerung mit direkter Exposition, reduzierte hingegen deutlich den Dentinverbund der Zwei-Schrittsysteme. Der Haftverbund des Drei-Schritt-Adhäsivs OptiBond Dual Cure blieb so gut wie unverändert, während der des Scotchbond Multi-Purpose niedriger, aber noch knapp statistisch unbedeutsam, blieb.

In der Studie von Ferreira [107] wurde der Einfluss einer verlängerten Polymerisationszeit auf die Adhäsiveigenschaften und den Dentinverbund untersucht. Es wurden 38 extrahierte kariesfreie 3. Molaren für diese Versuchsreihe verwendet. An jedem Zahn wurde der Schmelz so entfernt, dass an einer Stelle eine flache Dentinoberfläche freigelegt wurde. Es wurden zwei lösungsmittelhaltige Etch-and-Rinse-Adhäsive getestet: das ethanol/wasserhaltige Adper Single Bond 2 (SB) und das azetonbasierte One Step Plus (OS). Die Oberflächen wurden mit Phosphorsäure für 15 Sekunden geätzt, wo-

raufhin dann das Dentin, vor dem Auftragen des Adhäsivs, noch einmal angefeuchtet wurde. Beide Systeme wurden den Herstellerangaben gemäß angewendet. Die Lichthärtung erfolgte für 10, 20 oder 40 Sekunden. Als Lichtquelle wurde eine Quartz-Halogenlampe (VIP;Bisco) mit einer Intensität von 600mW/cm^2 verwendet. Der Kunststoffaufbau mit Opallis (FGM) auf den gebondeten Flächen erfolgte mit drei Inkrementen von je 1,5 mm Dicke, die einzeln jeweils 40 Sekunden ausgehärtet wurden. Nach einer Wasserlagerung von 24 Stunden bei 37°C , wurden die Versuchsproben in kleinere Sticks geschnitten und der Haftverbund in der Testmaschine mit einer Vorschubgeschwindigkeit von $0,5\text{ mm/min}$ bestimmt. Höhere Haftwerte konnten für beide Adhäsive nach einer Aushärungszeit von 40 Sekunden (59.7 MPa OB ; 63.2 MPa SB) im Vergleich zu 10 s (53.7 MPa OB ; 45.6 MPa SB) beobachtet werden. Die $\mu\text{-TBS}$ -Werte von One Step Plus in der 20- und 40 Sekunden-Gruppe wiesen auf keine statistisch wichtigen Unterschiede (59.1 MPa und 59.7 MPa). Wohingegen bei Adper Single Bond diese zwei Gruppen statistische Unterschiede zeigten (58.1 MPa und 63.2 MPa). Dementsprechend konnte belegt werden, dass eine verlängerte Polymerisationszeit (20 und 40 Sekunden) bei vereinfachten Adhäsiven zu einem erhöhten Dentinverbund führt.

Lohbauer [108] untersuchte die Auswirkung von Resintags auf die Dentinadhäsion bei selbststützenden Adhäsiven. Dafür wurden 40 frisch extrahierte kariesfreie Molaren verwendet. Als zu bondende Oberflächen wurde das tiefe koronale Dentin gewählt. Der Aufbau dieses Versuchs basiert zum einen auf der Bildung oder zum anderen auf dem Verhindern von Resintags in den Dentintubuli. Durch einen Vakuumierungsvorgang wurde das tiefe Eindringen in die Tubuli gewährleistet. Um andererseits jeglichen Einfluss von Tags auf den Dentinverbund auszuschließen, wurden wiederum „Tag-Bereiche“ mit einem Adhäsiv (G-Bond) versiegelt und zum Schluß „reverse“ gebondet. Als Aufbaumaterial wurde Gradia direct verwendet. Die Versuchsproben wurden daraufhin in zwei Hauptgruppen unterteilt: hoher (Klasse I) oder niedriger C-Faktor. Die Untergruppen wurden zwischen Vakuum/ohne Vakuum und mit/ohne Thermowechselbelastung unterschieden. Das Thermocycling erfolgte mit 10.000 Zyklen ($5^\circ\text{C}/55^\circ\text{C}$, 30 Sekunden Verweilzeit). Der $\mu\text{-TBS}$ -Test wurde mit einer Vorschubgeschwindigkeit von $0,75\text{ mm/min}$ bis zur ersten Fraktur bei einer Belastung von 100N durchgeführt. In der Hauptgruppe mit einem niedrigen C-Faktor zeigte lediglich die Untergruppe Vakuum/TC eine bedeutende Abnahme des Haftverbundes (71.8 MPa) im Vergleich zu den

anderen drei Untergruppen an, welche Werte zwischen 92.7 und 86.7MPa aufwiesen. Die Klasse I-Gruppen zeigten keinen statistischen Unterschied zwischen kein Vakuum/Vakuum und Thermowechselbelastung (50.2 und 47.0 MPa). Gleichzeitig waren die Ergebnisse zwischen diesen Gruppen ohne Thermowechselbelastung statistisch homogen (67.6 und 57.2 MPa). Die Ergebnisse verdeutlichen die Tatsache, dass der mikrotensile Haftverbund mit einem steigenden C-Faktor sinkt. Präparationen mit einem niedrigen C-Faktor brachten überragende Dentinverbundergebnisse im Vergleich zu den Klasse I-Kavitäten. Der Einfluss der Thermowechselbelastung unterschied sich zwischen den beiden Hauptgruppen. Die μ -TBS-Werte in der Gruppe des hohen C-Faktors sanken drastisch nach dem Thermocycling, unabhängig von der Anwesenheit von Resintags. Auf den flachen Oberflächen zeigte nur die Vakuum-infiltrierte Gruppe eine signifikante Abnahme nach der Thermowechselbelastung. Schlussfolgernd kann gesagt werden, dass ein signifikanter Einfluss von Resintags, unabhängig vom Präparationstyp, auf den Dentinverbund des selbststützenden 1-Schritt-Adhäsivs nicht nachgewiesen werden konnte. Niedrigere μ -TBS-Werte kamen lediglich in den Gruppen mit niedrigem C-Faktor nach Thermocycling vor.

5.3 Studien zur klinischen Simulation

Frankenberger [109] untersuchte die morphologischen Veränderungen des Resin-Dentin-Interface nach verschiedenen Zyklen der Kausimulation (thermomechanical load, TML). Aus den 24 kariesfreien 3.Molaren wurden Dentinproben hergestellt, die mit verschiedenen Adhäsiven benetzt wurden. Sowohl Etch-and-Rinse- als auch Self-Etch-Adhäsive wurden für diese Studie eingesetzt. Als Komposit wurde Heliomolar (Ivoclar Vivadent) verwendet. Das Vier-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsiv Syntac diente als repräsentatives Etch-and-Rinse Kontrolladhäsiv. Weitere Adhäsive waren das selbststützende Zwei-Schritt –Primer-Adhäsiv Clearfil SE Bond, die selbststützenden Ein-Schritt Adhäsive Xeno III (Zweiflaschensystem) und iBond (Einfaschensystem). Es wurden sechs Zähne für jedes Adhäsiv verwendet. Der Kunststoffauftrag erfolgte in drei 1mm dicken Inkrementen, die jeweils 40 Sekunden Licht gehärtet wurden. Die Kausimulation erfolgte anschließend in einem Kausimulator. Die mechanische Belastung betrug 20N bei einer Frequenz von 0,5Hz; die Wassertemperatur des Thermocyclings lag zwischen 5°C und 55°C mit jeweils einer Verweildauer von 30 Sekunden. Die verschie-

denen Zykluslängen (mechanisch/thermal) waren wie folgt: 0/0, 100/3, 1000/25, 10,000/25, 10,000/250 und 100,000/2500. Bei der Auswertung der Ergebnisse zeigten Syntac und Clearfil SE Bond signifikant höhere Haftwerte (30.1 bis 44.8 MPa) als XenoIII und iBond (6.2 bis 27.5 MPa). Xeno III bestätigte zudem, bis auf die erste Gruppe, eine höhere Haftkraft als iBond. Insgesamt konnte festgestellt werden, dass es nach ansteigenden Zyklen der Kausimulation zu deutlichen Haftkraftverlusten kommt. Der Dentinverbund der getrennt aufgetragenen hydrophoben Bondingkomponenten wie Syntac und Clearfil SE Bond reagiert jedoch weniger empfindlich auf die Kaubelastung, als bei den Ein-Schritt-Systemen. In Prozentzahlen ausgedrückt, lag die verbliebene Haftkraft nach 100,000 Zyklen von Syntac bei 73%, Clearfil SE Bond bei 72%, XenoIII bei 50% und iBond bei 23%.

Die Studie von Bortolotto [110] befasst sich mit dem Einfluss von mechanischer Belastung im Beisein von enzymatischer Aktivität bezogen auf das Resin-Dentin-Interface von zwei selbstätzenden Adhäsiven. Aus 16 extrahierten kariesfreien Molaren wurden Schmelz/Dentin Scheiben hergestellt. Eine Hälfte der Scheiben wurde mit dem selbstätzenden Zwei-Schritt-Adhäsiv AdheSE und die andere Hälfte mit dem selbstätzenden Ein-Schritt-Adhäsiv Xeno III gebondet. Anschließend wurde auf die Proben eine 2 mm dicke Kompositschicht (Durafill) aufgetragen und für 40 Sekunden gehärtet. Die Hauptgruppen unterschieden sich nun in der Testausführung: während eine Gruppe mit (acht Proben: viermal AdheSE, viermal Xeno III) Proben nur dem μ -TBS-Test unterworfen wurde, wurde die zweite Gruppe (acht Proben: viermal AdheSE, viermal Xeno III) zuerst in einem mit Cholinesteraselösung gefüllten Kausimulator (1,2 Mio Zyklen, 49N), dann im μ -TBS-Test geprüft. Der Haftwert für AdheSE lag bei 39.6 MPa in der Gruppe bei welcher lediglich der μ -TBS-Test ausgeführt wurde; nach der Simulation der klinischen Belastung ergab sich ein Wert von 35.4 MPa. Für Xeno III lagen die Werte bei 21.8 MPa ohne, und bei 15.9 MPa mit Kausimulation. Zwar wurde in dieser Studie erneut deutlich, dass es durch die Belastung zu einer Reduktion des Dentinverbundes kommt, jedoch bleibt sie statistisch unbedeutend.

Frankenberger [111] führte in seiner Studie gleichzeitig sowohl in vitro als auch in vivo Randspaltuntersuchungen durch. Es wurden fünf verschiedene Adhäsivsysteme zum Bonden eines Kunststoffes (Tetric Ceram) in einer Klasse I-Kavität untersucht. Dafür wurden folgende Systeme verwendet: ein Vier-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsiv (Syn-

tac), ein Drei-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsiv (OptiBond FL), ein Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsiv (Single Bond), ein selbstätzendes Zwei-Schritt-Adhäsiv Clearfil SE Bond und schließlich ein selbstätzendes Ein-Schritt-Adhäsiv (Xeno III). Insgesamt wurden 16 Kavitäten präpariert, so dass sowohl die in-vivo-Gruppe als auch die in-vitro-Gruppe aus acht Proben bestand. Die Versuchszähne der in-vitro Gruppe waren extrahierte, kariesfreie dritte Molaren. Nach einer 21tägigen Lagerung im destillierten 37°C warmen Wasser wurden die Zähne zur Simulation der klinischen Belastung in einem Kausimulator mechanisch belastet. Die Proben wurden jeweils 100.000 Kauzyklen bei einer Kraft von 50N und einer Frequenz von 0,5 Hz unterworfen. Gleichzeitig mit der mechanischen Belastung wurde eine Thermowechselbelastung (5°C/55°C; 2500 Zyklen, jeweils 30 Sekunden Verweilzeit) durchgeführt. In der in-vivo-Gruppe wurden die Präparation und der Kunststoffaufbau bei den Patienten in einer freien Praxis durch einen Behandler durchgeführt. Für beide Gruppen wurden Replicas hergestellt und vor der mechanischen Belastung (in vitro) bzw. bei der Baseline (in-vivo) analysiert. Eine weitere Analyse erfolgte nach der durchgeführten Kausimulation und in-vivo nach einer zweijährigen Tragedauer. Die Auswertung der marginalen Integrität zwischen Schmelz und Kunststoff erfolgte mit der quantitativen Randspaltanalyse im Rasterelektronenmikroskop (REM). Die Bewertungskriterien waren: „spaltfrei“, „Spalt“ und „nicht beurteilbar/Artefakt“. Die Untersuchungen ergaben, dass sowohl in vivo als auch in vitro die marginale Qualität von Kunststoffen mit der Zeit signifikant abnimmt. Die Versuchsproben aus der Kausimulatorgruppe wiesen bei den Etch-and-Rinse-Adhäsiven vor der mechanischen Belastung 100% Spaltfreiheit auf. Diese war bedeutend höher, als bei den selbstätzenden Adhäsiven (94,3-95,1%) aus der gleichen Gruppe. Nach der thermomechanischen Belastung erbrachten erneut die Etch-and-Rinse-Adhäsive signifikant bessere Ergebnisse (93,3-95,6%) bezüglich der marginalen Integrität als die selbstätzenden Systeme (56,8%-75,3%). In der in vivo-Gruppe waren es ebenfalls die Etch-and-Rinse-Systeme die initial in hohem Maß spaltfrei waren, wobei sich hier vor allem OptiBond FL und Syntac mit 97,3% hervorheben. Nach zwei Jahren war zwar die Randspaltbildung auch in dieser Gruppe ebenfalls deutlich zu erkennen, jedoch blieben die Etch-and-Rinse-Systeme mit einer Integrität von 92,4%-89,7% deutlich vor den selbstätzenden Adhäsiven (46,8%-67,3%). Doch trotz unterschiedlicher Werte in der

Randspaltanalyse waren alle Restaurationen nach zwei Jahren noch klinisch akzeptabel.

Blunck und Zaslansky [112] untersuchten die marginale Integrität von Klasse-I Restaurationen, welche mit verschiedenen Ein-Flaschen-All-in-one-Adhäsiven gebondet wurden. Für diese Studie wurden zwölf verschiedene Adhäsivsysteme verwendet: das Dreischritt-Etch-and-Rinse-Adhäsiv OptiBond FL, das selbstätzende Zwei-Schritt-Adhäsiv Clearfil SE Bond und das Ein-Schritt-System Adper Prompt L-Pop wurden als Kontrollsysteme mit neun Ein-Flaschen-All-in-one-Adhäsiven (AdheSe One, Adper Easy Bond, Bond Force, G-Bond, iBond Self Etch, One Coat 7.0, OptiBond All-in-one, Clearfil Tri-S-Bond und Xeno V) verglichen. Der Aufbau erfolgte mit Filtek Z250, das mit drei Inkrementen (einer horizontal/zwei schräg) geschichtet und 40 Sekunden ausgehärtet wurde. Die Schmelzränder wurden jeweils nach 21 Tagen Wasserlagerung, Thermowechselbelastung (5°C/55°C; 2.000 Zyklen) und mechanischer Belastung (150.000 Zyklen bei einer Kraft von 50N) untersucht. Nach jedem Schritt erfolgte die Herstellung von Replikas, welche anschließend im REM untersucht wurden. Die Auswertung führte

zur Feststellung, dass alle Ein-Flaschen-All-in-one-Systeme statistisch signifikant niedrigere Randqualitäten im Schmelz, verglichen mit den Etch-and-Rinse-Adhäsiv OptiBond FL und dem selbstätzenden 2-Schritt-Adhäsiv Clearfil SE Bond, aufwiesen. Der Unterschied innerhalb der Ein-Flaschen-Adhäsive war ebenfalls erkennbar. Hier hoben sich vor allem das G-Bond, das OptiBond All-in-One und das Bond Force durch bessere marginale Qualität hervor.

Frankenberger [113] untersuchte die Randqualität von unterschiedlich gebondeten Kunststoffrestaurationen im Schmelz und Dentin, vor und nach mechanischer Belastung. Dabei konzentrierte man sich vor allem auf die Leistung von selektiver Schmelzätzung, Etch-and-Rinse und selbstätzenden Adhäsiven. Es wurden an 80 extrahierten dritten Molaren mesio-okklusale Kavitäten im Schmelz-Zement Bereich präpariert. Jeweils acht Zähne wurden mit einem Adhäsivsystem gebondet und mit Tetric EvoCeram aufgebaut. Die verwendeten System waren das Vier-Schritt-Adhäsiv mit selektiver Schmelzätzung (Syntac), das Vier-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsiv (Syntac ER), die Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsive (XP Bond, Scotchbond1 XT, Single Bond Plus), die selbstätzenden Zwei-Schritt-Systeme (AdheE, Clearfil SE Bond) mit und ohne selektive Schmelzätzung und selbstätzend mit Etch-and-Rinse-Technik. Nach einer Lagerung

im destillierten Wasser bei 37°C für 21 Tage wurden die ersten Replikas für die Untersuchung im Rasterelektronenmikroskop hergestellt. Anschließend wurde eine Kausimulation mit 100.000 Zyklen bei einer Kraft von 50N und einer Frequenz von 0,5Hz durchgeführt. Gleichzeitig erfolgte eine Thermowechselbelastung mit 2.500 Zyklen zwischen +5°C und +55°C und einer Verweildauer von 30 Sekunden. Daraufhin wurden erneut Replikas hergestellt und untersucht. Die qualitative Randspaltanalyse unter einem REM erfolgte durch einen Behandler. Die Randqualitäten wurden nach folgenden Kriterien klassifiziert: „kontinuierlicher Rand“, „Spalt/Ungleichmäßigkeit“ und „nicht beurteilbar/Artefakt“. Daraufhin wurde der prozentuale Anteil an „kontinuierlichem Rand“ im Verhältnis zum „individuell beurteilbaren Rand“ als die marginale Integrität berechnet. Vor der mechanischen Belastung konnte bei allen Adhäsiven ein 100% Schmelz-Adhäsiv-Verbund nachgewiesen werden (Single Bond Plus 99,0%). Nach der mechanischen Belastung ging der prozentuale Anteil an spaltfreien Rändern drastisch zurück (87,5%-91,4%), jedoch blieb ein hohes Level an einwandfreien Rändern erhalten, wenn Phosphorsäure verwendet wurde. AdheSE und Clearfil SE Bond wiesen die geringsten Werte auf, wenn sie rein nach Herstellerangaben verwendet wurden, unterschieden sich aber nicht signifikant untereinander (70,3% und 68,6%). Der Dentinhaftverbund zeigte eine 100% marginale Integrität vor der Kausimulation, diese nahm aber nach der mechanischen Belastung signifikant ab. Syntac erzielte eine eindeutig bessere Leistung, wenn es mit der Etch-and-Rinse-Technik kombiniert wurde (62,7%), im Vergleich zur selektiven Schmelzätzung (40,5%). Im Gegensatz zum Schmelz erzielten hier AdheSE und Clearfil SE Bond die höchste Randqualität von allen, wenn sich die Anwendung strikt nach den Herstellerangaben richtete (74,1% und 82,0%). Ein modifiziertes Etch-and-Rinse-Vorgehen verminderte ihre Werte drastisch (41,8%; 35,4%). Diese Studie verdeutlichte, dass das Schmelzbonding in größeren Klasse II-Kavitäten durch eine Phosphorsäureätzung effektiver ist. Zudem verbessert sich die Bondingleistung der selbstätzenden Zwei-Schritt-Adhäsive, wenn zuvor der Schmelz selektiv mit Phosphorsäure geätzt wurde. Im Dentin empfiehlt es sich den Herstellerangaben zu folgen, um die besten Werte zu erhalten, jedoch wird der gesamte Haftverbund verbessert, wenn die Schmelzränder selektiv geätzt werden. Bei AdheSe und Clearfil SE Bond ist strikt darauf zu achten, dass nur der Schmelz mit Phosphorsäure geätzt wird, da es sonst zu einem deutlich schwächeren Haftverbund kommt.

Frankenberger und Tay [114] bewerteten die marginale Integrität von Dentinadhäsiven an Schmelz und Dentin, vor und nach mechanischer Belastung. An 130 kariesfreien dritten Molaren wurde Klasse II Kavitäten präpariert, deren approximale Kästen 1-2mm unterhalb der Schmelzzementgrenze endeten. Die Kavitäten wurden mit unterschiedlichen Adhäsiven gebondet und mit Tetric Ceram in mehreren Schichten, zu je 2mm Inkrementdicke, aufgebaut. Jede Schicht wurde 40 Sekunden ausgehärtet. Als Drei-Schritt-Etch-and-Rinse Systeme wurden Syntac Classic, Solobond Plus, OptiBond FL verwendet. Admira Bond und Single Bond waren die Vertreter der Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-Gruppe. Für die Bewertung von selbstätzenden Zwei-Schritt-Adhäsiven wurden AdheSE und Clearfil SE Bond getestet. Adper Prompt, Xeno III und iBond vertraten die selbstätzenden Ein-Flaschen (all-in-one) Adhäsive. Die Randspaltanalyse erfolgte in einem Rasterelektronenmikroskop. Die Proben wurden für 21 Tage in 37°C warmen destillierten Wasser gelagert, bevor die ersten Replikas hergestellt wurden. Es folgte die mechanische Belastung im Kausimulator mit 100.000 Zyklen bei einer Kraft von 50 N und einer Frequenz von 0,5 Hz. Gleichzeitig erfolgte eine Thermowechselbelastung mit 2.500 Zyklen (5°C/55°C, 30 Sekunden Verweildauer). Ein Behandler führte daraufhin mit Hilfe der erneut hergestellten Replikas die quantitative Randspaltanalyse durch. Die Bewertungskriterien waren: „kontinuierlicher Rand“, „Spalt/Ungleichmäßigkeit“ und „nicht beurteilbar/Artefakt“. Der prozentuale Anteil an „kontinuierlichem Rand“ im Verhältnis zum „individuell beurteilbaren Rand“ wurde als die marginale Integrität berechnet.

Bei der Auswertung des Haftverbundes im Schmelz wurde ersichtlich, dass das milde All-in-One-Adhäsiv iBond zu schwach war, um die Schmelzschmierschicht komplett aufzulösen. Zudem wurden die darunterliegenden Schmelzprismen nur minimal angeätzt. Xeno III löste zwar komplett die Schmierschicht auf und hinterließ eine milde Oberflächenätzung, jedoch wurden auch hier nicht die Prismen mitgeätzt. Dieses All-in-One-Adhäsiv bildete eine 1,5-3µm dicke Hybridschicht, die aber vornehmend aus interkristalliner Infiltration aber ohne gebildete „Resintags“ bestand. Eine milde Prismenätzung zeigte sich bei Adper Prompt, wo sich eine 5-8µm dicke Schmelzhybridschicht bildete. Diese bestand vorwiegend aus interkristalliner Infiltration, jedoch reichte Säureätzwirkung auch hier nicht für eine „Resintag“-Bildung und somit einen besseren Haftverbund aus. Im Gegensatz dazu zeigten die Drei-Schritt-Etch-and-Rinse

Adhäsive eine deutlich erkennbare Prismenätzung nach Phosphorsäurekonditionierung. Zudem bildeten sich wie zum Beispiel bei Syntac Classic eine 8-10µm dicke Hybridschicht, die sowohl aus interkristalliner Infiltration als auch gebildeten „Resintags“ bestand.

Beim Bonding im Dentin bildeten die Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsive wie Single Bond und Admira Bond durch Dentinätzung mit Phosphorsäure 5-6µm dicke Hybridschichten. Jedoch waren auch nicht vollständig infiltrierte Bereiche zu erkennen, welche ein Nanoleakage innerhalb der Hybridschicht zur Folge hatten. Vor der mechanischen Belastung konnten im Bereich des Schmelzes ein hoher Anteil an spaltfreien Rändern beobachtet werden (91,2-100%). Dabei lag iBond mit 89% an letzter Stelle, im Vergleich zu den anderen Systemen. Alle Werte änderten sich hingegen stark nachdem die Kausimulation durchgeführt wurde, da nun alle Adhäsive einen signifikanten Verlust an spaltfreien Rändern erlitten. Jedoch zeigten die Etch-and-Rinse-Adhäsive noch immer eine deutlich bessere Leistung (~90%), als die selbstätzenden Adhäsive. Unter den selbstätzenden Systemen konnten die Zwei-Schritt-Systeme mit getrennten Bondingkomponenten (AdheSE, Clearfil SE Bond), im Gegensatz zu den Ein-Schritt-All-in-One-Adhäsiven (Adper Prompt, Xeno III, Clearfil SE Bond) bessere Ergebnisse vorweisen (~75%, ~55%). Vor allem iBond zeigte einen signifikant kleineren Anteil an spaltfreien Rändern als die anderen Adhäsive. Im Dentin konnten ursprünglich 89-100% an spaltfreien Rändern beobachtet werden. Nach der mechanischen Belastung zeigte sich kein statistischer Unterschied unter den Etch-and-Rinse-(62-70%) und den Zwei-Schritt-Adhäsiven (62-63%). Die All-in-One-Systeme jedoch wiesen einen signifikanten Rückgang bezogen auf die marginale Qualität auf (<40%), wobei iBond mit 15% am schlechtesten abschnitt. Die Ergebnisse der Studie kann man folgend resümieren: Das Schmelzbonding wurde durch die Phosphorsäureätzung verbessert. Die Etch-and-Rinse- und die selbstätzenden Zwei-Schritt-Adhäsive zeigten eine gute marginale Adaptation an Dentin und deuten auf eine bessere klinische Prognose als die All-in-One-Bonding hin.

In seiner prospektiven Studie untersuchte Garcia-Godoy [115] die marginale Integrität von direkten Kunststoffrestaurationen vor und nach mechanischer Belastung in vitro und entsprechend vor und nach sechsjähriger Tragedauer im Mund der Patienten. Für den in vitro Teil wurden an 32 extrahierten, kariesfreien dritten Molaren mesio-

okklusale Kavitäten präpariert, wobei der approximale Kasten unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze lag. Daraufhin wurden die Proben in zwei Versuchsgruppen eingeteilt: eine Gruppe wurde mit Solobond M (Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse) gebondet und mit Grandio aufgebaut. In der zweiten Gruppe wurde Syntac (Vier-Schritt-Etch-and-Rinse) als Bonding und Tetric Ceram als Kunststoff gewählt. Die Versuchsproben wurden drei verschiedenen Alterungsprozessen unterworfen: Wasserlagerung für sechs Jahre, mechanische- und Thermowechselbelastung (100.000x50N; 2500x + 5/55°C), und sechsjährige Wasserlagerung plus mechanische Belastung. Vor und nach den verschiedenen Vorgängen wurden Replikas hergestellt und im REM untersucht. Für die in vivo Tests erhielten 30 Patienten 68 Füllungen nach dem in vivo Muster, wovon 22 für die Studie ausgewählt und wie oben in zwei Gruppen (Grandio/Solobond M; Syntac/Tetric Ceram) aufgeteilt wurden. Auch hier wurden am Anfang und nach sechs Jahren Replikas hergestellt. Die Bewertungskriterien in vitro für die quantitative Randspaltanalyse im Schmelz waren folgende: „kontinuierlicher/spaltfreier Rand“ und „Spalt/Unregelmäßigkeiten“. Als marginale Integrität wurde das Verhältnis zwischen „spaltfreien Rändern“ und individuell beurteilbarem Rand bezeichnet. In vivo wurden ebenfalls nur in „kontinuierlicher Rand“ und „Spalt/Unregelmäßigkeiten“ eingeteilt. Die marginale Qualität im Dentin konnte nicht mit der Replikatechnik beurteilt werden. Dafür wurden klinische Kriterien wie Sekundärkaries bewertet. In den Laborversuchen zeigten anfangs alle Restaurationen fast 100%ige Spaltfreiheit. Nach der mechanischen Belastung fielen die Werte auf 87-90% im Schmelz und 55-66% im Dentin zurück. Dabei war es die Gruppe Syntac/Tetric, die den deutlich höheren Anteil an spaltfreien Rändern aufzeigte. Nach Wasserlagerung und TML lag die Randqualität im Schmelz zwischen 85% und 87%. Im Dentin befand sich die marginale Integrität zwischen 42% und 52%, wobei erneut die Syntac/Tetric-Gruppe die höheren Werte auf sich zurück führte. Die simulierte klinische Belastung (TML) hatte insgesamt einen nachteiligeren Effekt auf die marginale Qualität als die sechsjährige Wasserlagerung. Bei den in vivo Replikas konnte zum Beginn der Studie 86-90% spaltfreie Ränder verzeichnet werden. Zwar ging der prozentuale Anteil nach sechs Jahren auf 74-80% zurück, jedoch konnten weder anfangs noch nach der langen Tragedauer schwerwiegende Spaltbildungen entdeckt werden. Im Dentinbereich waren auch keine starken Verfärbungen oder Sekundärkaries zu finden. Aus dieser Studie geht hervor, dass in vitro der hydrolytische Abbau die

mechanische Ermüdung des Dentin-Komposit-Verbundes mit der Zeit unterstützt. In vivo stellten die Verschleißspuren die Aspekte der marginalen Qualität in den Hintergrund, so dass kleinere Spalte zwischen Schmelz und Komposit keine größere Rolle spielten.

Frankenberger [116] untersuchte in seiner Studie das Ermüdungsverhalten von verschiedenen Dentinadhäsiven. Es wurden unterschiedliche Adhäsivgenerationen mit Hilfe des quasistatischen und des zyklischen Push-out Tests getestet. Aus 150 extrahierten dritten Molaren wurden Scheiben geschnitten in denen kleine Kavitäten präpariert und mit Tetric-Komposit gefüllt wurden. Folgende Adhäsive wurden für diese Studie verwendet: Syntac Classic (Mehrschrittssystem mit einem selbstätzenden Primer), erneut Syntac Classic mit zusätzlicher Phosphorsäureätzung vor dem Auftragen des selbstätzenden Primers. Scotchbond Multi Purpose Plus (Mehrschrittssystem mit TotalEtch), Prime&Bond 2.1 1-Schritt-System mit/ohne Total Etch. Die Proben wurden anschließend in fünf Gruppen (zehn pro Adhäsiv für Push-out; 20 pro Adhäsiv für die zyklische Belastung) aufgeteilt. Nach 21 Tagen Lagerung wurden die Proben der statischen Push-out Gruppe erst einer Thermowechselbelastung (1150 Zyklen; 24h; 5°C/55°C; 30Sekunden Verweildauer) und anschließend dem Push-out-Test ausgesetzt. Die zweite Gruppe wurde mit 5000 Zyklen mechanischer Belastung konfrontiert.

Die besten Ergebnisse in der statischen Gruppe erzielten die Mehrschrittssysteme: Syntac 16.9MPa, Syntac plus Phosphorsäureätzung 17.5MPa, Scotchbond Multi-Purpose Plus 18.5MPa. Das Ein-Schritt-System Prime&Bond ohne Total Etch (14.6MPa) und mit Total Etch(13.4MPa) zeigten deutlich geringere Werte. Sowohl bei Syntac als auch bei Prime&Bond spielte die zusätzliche Konditionierung mit Phosphorsäure nur eine untergeordnete Rolle. Die Ergebnisse der zyklischen Belastung ähnelten denen des quasistatischen Tests. Auch hier führten Syntac (14.2MPa), Syntac plus Phosphorsäureätzung (14.8MPa) und Scotchbond Multi-Purpose Plus (13.9MPa) die Tabelle an. Die beiden Werte für Prime&Bond waren mit 6,8MPa und 7,2MPa deutlich schlechter. Die Ergebnisse dieser Studie zeigen, dass in allen Systemen eine Ermüdung, bezogen auf den Dentinhaftverbund, auftritt. Jedoch kamen die Mehrschrittssysteme in beiden Testversuchen auf bessere Werte als die Ein-Schritt-Adhäsive, die einen Verlust von 50% aufwiesen, unabhängig von zusätzlicher Dentinätzung.

Roggendorf [117] beurteilte die marginale Integrität von gebondeten Kompositfüllungen an Schmelz und Dentin mit und ohne 4mm fließfähiger Basis, vor und nach mechanischer Belastung (TML). An 80 extrahierten kariesfreien dritten Molaren wurden MOD Kavitäten mit jeweils einem approximalen Kasten unterhalb der Schmelz-Zement-Grenze präpariert. Die einzelnen Adhäsive wurden den unterschiedlichen Kompositmaterialien zugeteilt, so dass sich folgende Konstellationen ergaben: XP Bond und CeramX mono, Xeno V und Ceram X mono, Syntac und Tetric EvoCeram, Adper Prompt L-Pop und filtek Supreme XT, iBond self-etch und Venus Diamond. Vierzig Kavitäten wurden nach dem Bonding erst mit einer 4mm dicken SDR-Schicht ausgefüllt und anschließend mit mehreren 2mm dicken Kompositschichten restauriert. Die restlichen 40 Zähne wurden konventionell, ohne SDR-Basis, mit der horizontalen Schichttechnik aufgebaut. Nach einer Lagerung von 21 Tagen im 37°C warmen destillierten Wasser wurden Replikas für die REM-Analyse hergestellt. Die mechanische Belastung im Kausimulator wurde mit 100.000 Zyklen bei einer Kraft von 50N und einer Frequenz von 0,5 Hz durchgeführt. Simultan wurde auch die Thermowechselbelastung (2.500 Zyklen, 5°C/55°C, 30Sekunden Verweildauer) ausgeübt. Anschließend erfolgte die Herstellung neuer Replikas. Die darauffolgende quantitative Randspaltanalyse wurde durch einen Behandler durchgeführt. Die marginalen Qualitäten wurden entsprechend den folgenden Kriterien klassifiziert: „spaltfreier Rand“, „Spalt/Ungleichmäßigkeit“ und „nicht beurteilbar/Artefakt“. Anschließend wurde der prozentuale Anteil an „spaltfreien Rändern“ in Bezug auf den individuell beurteilbaren Rand als marginale Integrität errechnet. Nach der Randspaltbeurteilung wurden die Proben longitudinal gespalten, neue Replikas wurden erstellt, um die inneren Flächen im REM beurteilen zu können. Bei der Auswertung zeigte sich im Schmelz bei allen Adhäsiven ein ursprünglich hoher Anteil an spaltfreien Rändern mit Werten zwischen 89,9 und 100%. Nach der mechanischen Belastung erbrachten die Etch-and-Rinse-Adhäsive eine bessere Leistung (87,4%-91,5%) als die selbstätzenden Systeme (42,1-64,1%). Anfangs wurde ebenfalls im Dentin bei allen Adhäsiven ein hoher Prozentanteil an spaltfreien Rändern gefunden (92,2-100%). Die marginale Adaptation war nach der mechanischen Belastung (TML) bei den Etch-and-Rinse-Adhäsiven (63,2-66,6%) besser als bei den selbstätzenden Systemen (38,5-56,2%). Bei der Untersuchung der internen Dentinadaptation wiesen die Etch-and-Rinse-Systeme mit 66,3-70,1% eine signifikant höhere Anzahl an

spaltfreien Bereichen auf. Im Gegensatz dazu erhielt man bei den selbststätzenden Adhäsiven Werte zwischen 31,0% und 57,0%. Die Ergebnisse dieser Studie bestätigten auch die früherer Untersuchungen, die ebenfalls zu der Feststellung gelangten, dass die konventionelle Phosphorsäurekonditionierung noch immer die zuverlässigste Vorbehandlung bleibt, um ermüdungsresistente Schmelzverbunde zu erhalten. Zudem hatte die Anwesenheit einer 4mm dicken SDR Schicht auf keines der untersuchten Adhäsive negative Auswirkungen.

5.4 Ergebnisse der eigenen Untersuchungen

Die durchschnittliche Liegezeit der 100 Kompositfüllungen betrug 5.6 -10.3 Jahre. Die mittlere Überlebenszeit wurde auf 8.9 +- 1.8 Jahre ermittelt (Kaplan-Meier; Friedman Test). Die jährliche Verlustquote lag bei 2.8%. Als Versagensursache wurde bei 56% die Füllungsfraktur genannt, gefolgt von der Sekundärkaries mit 28%. Für weitere 10% blieb die Ursache unbekannt, während 6% aufgrund von prothetischer Planung verloren gingen.

6 Diskussion

6.1 Diskussion der Haftwerte unterschiedlicher Adhäsivsysteme

Das oberste Ziel der vorklinischen Untersuchungen von Dentalmaterialien ist die klinische Situation nachzuahmen, um eine Vorhersage über die klinische Leistung machen zu können. Dafür beziehen sich die Wissenschaftler auf die laboratorischen in vitro Untersuchungen. Trotzdem bleiben die klinischen Studien weiterhin das ultimative Instrument zur Bewertung von Restaurationen. Dabei sind nur die Langzeitstudien die Aussagekräftigsten, woraus sich auch das eigentliche Problem ergibt: Es ist schwierig, Studien über mehrere Jahre aufzustellen, da bei der heutigen Marktentwicklung immer neuere Produkte vorgestellt werden und das ursprünglich getestete Material nach Beendigung der Studie nicht mehr erhältlich ist. Somit sind auch die in vitro-Studien von enormer Wichtigkeit [104, 118]. Jedoch ist noch immer nicht belegt worden, ob diese Tests eine zuverlässige Aussage über das klinische Verhalten machen können.

Die größte Herausforderung dentaler Adhäsive ist der gleichmäßige Verbund eines Materials an zwei Geweben, die vom Grundaufbau verschiedenen sind. Der Verbund mit Schmelz hat sich mittlerweile als sehr effektiv und lang anhaltend gezeigt. Dahingegen ist der Verbund mit dem Dentin noch immer die Achillesferse, da er nur durch kompliziertere und zeitaufwendigere Bearbeitung erreicht werden kann. Aufgrund dessen werden Adhäsive als techniksensitiv bezeichnet, da schon der kleinste Anwendungsfehler zu Verbundlösung und Randspalten führen kann. Das Ziel der Hersteller ist es, der großen Nachfrage nach einem einfacheren, anwendungsfreundlicheren und weniger technikempfindlichen Adhäsiv nachzukommen [119]. Die Palette der auf dem Markt erhältlichen Systeme reicht von Drei-Schritt- bis zu All-in-one-Ein-Flaschen-Systemen. Es stellt sich nun die Frage, welche dieser zahlreichen Adhäsivformen auch die zuverlässigsten Ergebnisse vorzeigt? Fest steht, dass alle Adhäsive einen gewissen Haftverbundverlust erleiden, wenn sie mechanischer oder thermaler Belastung ausgesetzt werden, jedoch sind die Ergebnisse und die daraus resultierenden Folgen sehr unterschiedlich und gelten somit nicht einheitlich für alle Dentinhaftvermittler. Zudem

gibt es viele Faktoren, die neben der richtigen Anwendung das Haftverhalten beeinflussen.

6.1.1 Allgemeine Haftfestigkeitsuntersuchungen verschiedener Adhäsivsysteme

Frankenberger [109] zeigte, dass nach gleichzeitig erfolgten Thermocycling und Kausimulation Adhäsive mit separaten hydrophoben Bondinganteilen wie Syntac oder Clearfil SE Bond einen deutlich geringeren Haftverlust erleiden als die All-in-one-Systeme. Die Dentinhaftung der Mehrschrittssysteme lag somit bei 73%, während sie bei Ein-Flaschen-Adhäsiven auf bis zu 23% sank. Eine weitere Studie von Frankenberger et al. [116] zeigt ähnliche Ergebnisse. Auch hier haben die Mehrschrittssysteme auch nach mechanischer und thermaler Belastung Retentionsraten zwischen 75 und 86%. Bei den Ein-Schritt-Systemen sank der Haftverbund um durchschnittlich 50%. DeMunck et al. [102] testete in seiner Studie das Drei-Schritt-Adhäsiv OptiBond FL, das selbstätzende Zwei-Schritt Clearfil Protect Bond und das selbstätzende Ein-Schritt-System iBond und kam ebenfalls zu dem Ergebnis, dass trotz des hohen Schrumpfstresses in einer Klasse-I-Kavität, OptiBond FL und Clearfil Protect Bond diesem gut standhalten konnten. Das Ein-Schritt-Adhäsiv hingegen konnte nur ungenügende Werte vorzeigen. Auch das Thermocycling, das mit seinen 10.000 Zyklen ungefähr einem Jahr Verweildauer im Mund entspricht, hatte für das Drei- und Zwei-Schritt-System keine großen negativen Auswirkungen. Da iBond schon während der Lichthärtung aufgrund des hohen Schrumpfstresses keinen effektiven Dentinverbund herstellen konnte, war die Anzahl der zu testenden Proben zu gering, um eine zuverlässige Aussage über seine Haftkraft nach thermaler Belastung machen zu können. Bortolotto [110] untersuchte nicht nur die Auswirkungen der mechanischen Belastung auf Adhäsive, sondern setzte sie gleichzeitig einer speichelähnlichen Flüssigkeit aus, um die klinische Situation noch besser simulieren zu können. Dabei zeigte sich sowohl beim selbstätzenden Zwei-Schritt-System AdheSE als auch dem selbstätzenden Ein-Schritt-System Xeno III, dass vor allem das Ein-Schritt-System einen signifikanten Haftverlust erlitten hat. Dieses Ergebnis kann durch den hohen Wassergehalt in den Adhäsivschichten, die von Xeno III gebildet werden, erklärt werden. Dafür verantwortlich sind die Phosphonsäureester, die im Xeno III enthalten sind. Zudem zeigte sich auch eine deutlich dünnere Adhäsivschicht nach mechanischer Belastung, welche wiederum deutlich macht, wie instabil

solche All-in-one Systeme sein können. Dass es zu keinen Verformungen oder Schichtdickeverlusten bei AdheSE kam, ist darauf zurückzuführen, dass es chemisch stabiler ist. Es enthält ein hydrolysestabiles Phosphonsäuremethacrylat und ein ebenfalls hydrolysestabiles Bis-acrylamid-Monomer [120], welche eine Wasseraufnahme verhindern und somit das Adhäsiv-Interface stabilisieren.

6.1.2 Einfluss der Phosphorsäurekonditionierung

Die Phosphorsäurekonditionierung von Schmelz erhöht den Bereich der zu bondenden Oberfläche und erlaubt somit eine erhöhte mikromechanische Retention. Diese Technik hat sich über die Jahre hinweg als zuverlässig erwiesen und garantiert durch die hermetische Versiegelung der Füllungen einen zuverlässigen klinischen Erfolg [2, 121, 122]. Zahlreiche Studien belegen hohe Retentionsraten und exzellenten marginalen Verschluss bei präkonditioniertem Schmelz bei z.B. Fissurenversiegelungen, Kompositfüllungen oder Keramikinlays [123, 124].

Die Studienergebnisse von Rotta [103] belegten, dass es zu einer deutlichen Haftungsverbesserung bei den selbstätzenden Adhäsiven kam, wenn zuvor der Schmelz mit einer 35% Phosphorsäure geätzt wurde. Eine weitere Verbesserung erfolgte, wenn die selbstätzenden Primer nach ihrer Einwirkzeit in Ethanol und Azeton ausgewaschen wurden und auf die geätzte Fläche das hydrophobe Bonding eines Mehrschrittsystems aufgetragen wurde. Die hohen Haftwerte lassen sich durch ein verbessertes Ätzmuster mit Hilfe der Phosphorsäure erklären. Selbstätzende Adhäsive enthalten saure Monomere, die nur teilweise die Schmierschicht lösen und den Schmelz ätzen. Die Ätzwirkung auch der stärksten Monomere kommt nicht an die 35%haltige Phosphorsäure ran [125]. Aufgrund des unterschiedlichen Säurepotenzials lassen sich die selbstkonditionierenden Systeme in mild bis stark ätzende Adhäsive einteilen. Trotzdem kommen die stark ätzenden Adhäsive wie z.B. Tyrian SPE/One Step oder Adper Prompt L-Pop mit ihrer Ätzwirkung nicht an die der Etch-and-Rinse und auch nicht an die der milden Systeme (Clearfil SE Bond) heran. Clearfil SE Bond ist den anderen selbstkonditionierenden Systemen überlegen, da sein Haftverbund nicht nur auf der mechanischen Verankerung zwischen dem Bonding und der Zahnschmelzsubstanz basiert [103]. Sein chemischer Aufbau spielt dabei ebenfalls eine Rolle: Das 10-Methacryloxydecyldihydrogenphosphat (10-MDP) ist ein funktionelles in Wasser gelö-

tes Monomer, welches chemisch mit dem Hydroxylapatit interagiert und als das hydrolysestabilste gilt [103, 126].

Zu einer ähnlichen Feststellung kam auch die Studiengruppe von Frankenberger [113]. Diese Studie untersuchte verschiedene Vier-bis Zwei-Schrittssysteme in Klasse-II-Kavitäten. Bei einigen ging dabei eine Phosphorsäureätzung voraus. Die Ergebnisse wurden vor und nach TML und getrennt für Schmelz und Dentin festgehalten. Es zeigte sich, dass die selektive Schmelzätzung auch bei selbstätzenden Systemen (AdheSE und Clearfil SE Bond) zu einer verbesserten Haftwirkung führte. Die Etch-and-Rinse Technik erhöhte ebenfalls den Haftverbund im Schmelz. Im Dentin zeigte sich, dass das konventionelle Mehrschrittssystem Syntac eine signifikant bessere Leistung erbrachte, wenn die Etch-and-Rinse-Technik angewendet wurde und nicht nur der Schmelz selektiv geätzt wurde. Bei den selbstätzenden Adhäsiven waren die Ergebnisse am besten, wenn sie nach Herstellerangaben appliziert wurden. Die marginale Qualität nahm bis zu 50% nach einer vorangegangenen Dentinätzung mit Phosphorsäure ab. Daher sollte die Säureätzung bei Clearfil SE Bond und AdheSE streng auf den Schmelz begrenzt sein.

Heintze weist in seiner Met-Analyse darauf hin, dass die Art und Weise Phosphorsäurekonditionierung zudem eine entscheidende Rolle im Bezug auf die marginale Verfärbung spielt: Composite, die ohne jegliche Schmelzätzung oder Bonding gelegt wurden, zeigten eine rasch ansteigende Anzahl marginaler Verfärbungen an (40% der Composite nach 2 Jahren). Im Gegensatz dazu, lag bei den schmelzgeätzten Restaurationen die durchschnittliche Zahl der Restaurationen mit Randverfärbungen bei 10% nach 3 Jahren und nur 20% nach 10 Jahren. Composite, bei denen ein selbstätzendes Adhäsiv verwendet wurde, zeigten, verglichen mit den schmelzgeätzten Restaurationen, ein etwas höheres Vorkommen von Randverfärbungen an [127].

6.1.3 Einfluss der Adhäsivsysteme und Restaurationsmaterialien auf die marginale Integrität

Trotz der immer innovativeren Entwicklungen ist die 100% perfekte Randschlussqualität noch nicht erreicht worden [112, 114, 115]; dabei spielt genau diese eine wichtige Rolle für den Erfolg und die Langlebigkeit einer adhäsiven Füllung. Durch thermische Belastung oder Polymerisationsschrumpfung können sich Randspalten bilden, die somit eine Abdichtung des Füllungsrandes nicht mehr gewährleisten. Als Folge dessen

wird das Eindringen von Speichel und Bakterien ermöglicht, was zu postoperativen Sensibilitäten, Verfärbungen durch Speichelpigmentablagerungen und schließlich zu Sekundärkaries führen kann [128-131]. Die nachteiligen Auswirkungen einer Randspaltbildung können nicht durch Fluorid freisetzende Adhäsive oder demineralisationsverhindernde Aufbaumaterialien kompensiert werden [121].

Roggendorfs Ergebnisse [117] zeigten, dass auch hier eine vorangehende Schmelzkonditionierung mit Phosphorsäure zu ermüdungsresistenteren Schmelzverbunden führt. Jedoch verschlechterten sich die Haftwerte der selbststätzenden Adhäsive signifikant nach TML im Vergleich zu den Etch-and-Rinse-Systemen und wiesen eine erhöhte Randspaltbildung auf.

Das getestete SDR erwies sich als eine vereinfachte und erfolgreiche Applikationsmethode, bei einer Schichtdicke von bis zu 4mm. Dabei sollte die Kastentiefe min. 6mm betragen. Es konnten weder im Schmelz noch im Dentin verschlechterte Randspaltqualitäten festgestellt werden.

Eine Verschlechterung der marginalen Integrität konnte auch Blunck [112] bei den All-in-one-Adhäsiven nachweisen. Diese hatten bedeutend schlechtere Werte als die Etch-and-Rinse und die selbststätzenden Zwei-Schritt-Vergleichssysteme. Frankenbergers Studie [114] kam ebenfalls zu der gleichen Feststellung. Dabei wurde eine marginale Integrität nach mechanischer Belastung für Etch-and-Rinse und Zwei-Schritt-Systeme zwischen 62-70% gemessen, während bei den All-in-one-Adhäsiven nur <40% spaltfrei waren. Bei iBond sank die Integrität sogar auf 15%. In einer weiteren Studie [111] belegten die Ergebnisse ebenfalls die Aussage, dass es eine deutlich bessere Randqualität bei der Verwendung von Etch-and-Rinse-Adhäsiven gibt, als bei den selbstkonditionierenden Systemen. Ein hoher Prozentanteil marginaler Integrität gibt zwar eine zuverlässige Aussage, dass die klinische Leistung in der Mundhöhle ähnlich sein wird, aber es stellt sich die Frage, wo der Übergang zu den klinisch nicht mehr einwandfreien Randqualitäten beginnt [132-136].

Es bleibt festzuhalten, dass für belastungsausgesetzte posteriore Klasse I und II Füllungen die Etch-and-Rinse-Techniken, unabhängig von ihrer Schrittzahl, noch immer die vielversprechendsten bleiben.

6.1.4 Einfluss von Materialeigenschaften, C-Faktor und Schichttechnik auf den Haftverbund

Die Eigenschaften der einzelnen Komposite sind ein nicht zu vernachlässigender Faktor in der Wirkungsweise des Haftverbundes zwischen Zahn, Adhäsiv und Komposit.

Andrade [101] beurteilte die Bondingwirkung von Filtek Z250 und Filtek Flow Z350, wobei FiltekZ250 die höheren Haftwerte erzielte. Der Ursprung liegt in der Zusammensetzung des fließfähigen Komposits.

Durch die Reduzierung des Fülleranteils, dem Anstieg des Matrixanteils und somit der Erhöhung des fließfähigen Charakters, sollten diese niedrigviskösen relativ hydrophoben Komposite einer besseren Benetzung der Kavitätenränder und -böden dienen [137]. Jedoch brachte diese Reduzierung auch eine Verschlechterung der mechanischen Eigenschaften mit sich. Das E-Modul dieser Komposite sank um 30-50% im Vergleich zu den konventionellen Hybridkompositen. Kontrovers wird ihre Auswirkung auf die Polymerisationsschrumpfung diskutiert: Ein Vorteil, der mit dem kleineren E-Modul eines niedrigviskösen Komposits assoziiert wird, besteht darin, dass es teilweise den Schrumpfstress des Aufbaukomposits absorbieren kann, somit die Hybridschicht schützt und eine Randspaltbildung verhindert. Dies gilt vor allem für Kavitäten mit einem hohen C-Faktor [25, 138, 139]. Wiederum andere Studien zeigen einen höheren Schrumpfschwerpunkt der fließfähigen Komposite, der das Potential für einen höheren inneren Verbundstress aufweist. Dieses Verhalten entspricht dem der Hybridkomposite [138, 140]. De Goes [137] zeigte in seiner Studie, dass der Effekt von Flow zwar materialabhängig ist, gleichzeitig aber die Adhäsion für alle getesteten Materialien verbesserte. Die Verbesserung war jedoch nur für Clearfil SE Bond signifikant erhöht.

Van Ende's Studie untersuchte die Auswirkungen des C-Faktors und unterschiedlicher Schichttechniken auf die Bondingeffektivität eines niedrig-schrumpfenden Komposits. Wie auch schon in anderen Papern belegt wurde, sinken die Haftwerte mit einem höheren C-Faktor bzw. größeren Kavitäten. Die besseren Verbundwerte zeigten sich aber dann vor allem bei den Kavitäten, die mit einer inkrementalen Schichttechnik aufgebaut wurden, im Vergleich zu den bulk-filled Proben. Durch die mehreren, einzeln gehärteten Schichten konnte der C-Faktor in jeder Schicht gesenkt werden. Dabei spielt vor allem die adäquate Lichthärtung besonders am Kavitätenboden und die inkrementale Schichttechnik eine entscheidende Rolle; ,weniger die Kavitätenkonfiguration

[100].

In einer weiteren Studie wurden ebenfalls ein niedrig-schrumpfendes und ein konventionelles Komposit verglichen, wobei beide Materialien sowohl mit einem Drei-Schritt-Adhäsiv und einem Zwei-Schritt-Etch-and Rinse-System in einer kleinen Klassen-I-Kavität mit hohem C-Faktor gebondet wurden. Die Ergebnisse dieser Studie zeigten, dass das niedrig-schrumpfende Komposit in Kombination mit dem Drei-Schritt-Adhäsiv am besten abschnitt und somit für Kavitäten mit einem hohen C-Faktor besser geeignet sind als konventionelle Komposite [141].

Die Ergebnisse von Nikolaenko et al. [104] zeigten, dass der C-Faktor einen entscheidenden Einfluss auf den Verbund hat. Um den vergrößerten Schrumpfstress entgegenzuwirken, wird hier ebenfalls empfohlen, eine Schichttechnik anzuwenden. Dabei ist eine gute horizontale Adaptation der ersten Kompositschicht an den Kavitätenboden ausschlaggebend für einen guten Verbund. Auch die Wahl der Adhäsive muss berücksichtigt werden. Mehrschrittssysteme brachten deutlich bessere Ergebnisse hervor, als das All-in-One-System.

Lohbauers [108] Ergebnisse führten ebenfalls zu dem Beschluss, dass ein erhöhter C-Faktor niedrigere Haftwerte hervorbringt, vor allem nach künstlicher Alterung. Dabei zeigten auch die An-oder Abwesenheit von Kunststoff-„tags“ keinen ausschlaggebenden Einfluss. Zwar wird theoretisch angenommen, dass der Haftverbund von der Ausbildung der Kunststoff-„tags“ und einer Hybridschicht abhängt [142], jedoch bleibt die genauere Untersuchung bezüglich der „tags“-Auswirkung in weiteren Longitudinalstudien eine wichtige Aufgabe in der Wissenschaft.

Dicke, Stärke und Stabilität der Adhäsivschicht sind ebenfalls ein entscheidender Faktor. In mehreren Studien zeigte sich, dass nur die Adhäsive, die einen separaten hydrophoben Kunststoff enthielten (selbststärkende Zwei-Schritt und Drei-Schritt-Etch-and-Rinse-Systeme), dem Schrumpfstress in großen C-Faktor-Kavitäten standhalten konnten; auch dann wenn sehr visköses Komposit verwendet wurde. Die Autoren gehen davon aus, dass die dadurch entstandene dicke Adhäsivschicht als ein intermediärer Stressreduzierer dient. Durch das „elastic bonding“ Konzept kann sie nämlich den durch die Polymerisation entstandenen Schrumpfstress kompensieren [56, 143, 144].

6.1.5 Einfluss der Dentinregion und -morphologie

Eine langanhaltende Grenzflächenadhäsion zwischen Zahn und Biomaterialien ist unabdingbar für das Gelingen einer Restauration. Beim Schmelzverbund konnte schon längst ein klinischer Erfolg belegt werden. Das Dentin bleibt jedoch aufgrund seiner micromorphologischen und physiologischen Dynamik eine große Herausforderung für das Bonding [145, 146]. Die unterschiedlichen Strukturkomponenten und -eigenschaften können sich direkt auf den Adhäsivverbund auswirken. Der Wassergehalt und die Wasserpermeabilität des Dentins ist nicht in allen Regionen identisch, was an der unterschiedlichen Tubulidichte pro mm^2 liegt [147]. Die Durchlässigkeit von okklusalem Dentin ist oberhalb der Pulpenhörner höher, als im Zentrum der okklusalen Oberfläche. Das proximale Dentin ist permeabler als das okklusale und das koronale Dentin ist durchlässiger als das Wurzeldentin [148, 149]. Pashley berichtete ebenfalls, dass die Tubulidichte und die Ausdehnung des peritubulären Dentins mit der Entfernung von der Pulpa sinken. Dafür steigt mit zunehmender Pulpadistanz das intertubuläre Dentin [145]. Je tiefer die Kavitäten und somit näher die Pulpa, desto höher ist der Wassergehalt des Dentins, welcher sich negativ auf den Verbund auswirkt [150]. Aufgrund der verschiedenen Adhäsivtechniken und ihren Komponenten ist es sehr wahrscheinlich, dass sich die regionalen Variationen unterschiedlich auf die einzelnen Techniken auswirken. De Munck bezieht sich hier vor allem auf die milden selbstätzenden Adhäsive, die auf der Kombination mikromechanischer Verankerung und chemischer Adhäsion an Hydroxylapatit, welche fast gänzlich ohne-„tag“-Bildung läuft, beruhen. Seine Ergebnisse zeigen, dass die regionalen Unterschiede keine großen Auswirkungen auf den Haftverbund der Etch-and-Rinse-Systeme haben. Bei den milden selbst-ätzenden Zwei-Schritt-Adhäsiven konnte ein erhöhter Haftverbund mit der Zunahme des intertubulären Dentins festgestellt werden. Die zentralen Dentinproben zeigten einen um 18% niedrigeren Haftverbund, als die peripheren. [105]. Sowohl die Hybridschicht als auch das chemische Zusammenspiel mit Hydroxylapatit steigen mit der Menge des intertubulären Dentins. Die mechanischen Eigenschaften des Dentins sollten ebenfalls nicht außer Acht gelassen werden: Mit sinkender Tubulidichte steigt das E-Modul des Dentins, so dass auch damit die μ -TBS-Werte verbessert werden [151]. Eine vergrößerte Fläche der Hybridschicht und gleichzeitig ein erhöhtes E-Modul des Dentins bei peripheren Proben, erklären somit den verbesserten Haftverbund im

peripheren Dentin. Diese Aussage bestätigte Inoue ebenfalls in seiner Studie [152]. Zwar konnte De Munck regionale Unterschiede in seiner Studie erkennen, jedoch hatten diese insgesamt keine Auswirkungen auf den Langzeitverbund für keines der getesteten Adhäsive [105].

6.1.6 Einfluss der Wasserlagerung

Die Mundhöhle ist eine große Herausforderung für einen guten Haftverbund. Nicht nur das feuchte Milieu mit seinen stetigen Temperaturschwankungen, auch die verschiedenen Kaukräfte und chemischen Auseinandersetzungen mit Enzymen und Säuren erschweren dem Zahn-Komposit-Verbund eine gute Langzeitwirkung [130]. Es ist mittlerweile bekannt, dass die Exposition in Wasser ein wichtiger Faktor für den Abbau des Zahn-Kunststoff-Verbundes ist [153-155]. Neben der Randspaltbildung und Nanoleakage gelangen orale Flüssigkeiten durch nanometerkleine Kanälchen entlang der Kollagenfibrillen in die Hybridschicht, was sich äußerst schädlich auf die Bondingintegrität auswirkt [156, 157]. Es kommt zur Kollagenendenaturierung und/oder Auswaschung von abgebautem oder ungenügend ausgehärtetem Kunststoff [69].

Bei der Total-Etch-Technik wird durch die aggressive Säure dem Kollagen fast vollständig das Hydroxylapatit entzogen. Folglich ist es für die Kunststoffmonomere sehr schwierig, eine adäquate Infiltration und Befeuchtung des Kollagenetzwerks und ein gleichzeitiges molekulares Zusammenspiel zu erreichen. Oftmals resultiert dies in einer unzureichenden Hybridisierung, wobei das Kollagen ungeschützt und angreifbar für einen hydrolytischen Abbau zurückbleibt [157, 158]. Weitere Faktoren, die den Abbau fördern sind z.B. Überschuss des Adhäsivlösungsmittels oder Wasser auf der benetzten Oberfläche. Auch das Komposit an sich baut sich mit der Zeit ab und wird durchlässig, was ebenfalls zur Verschlechterung des Haftverbundes beiträgt [159]. In seiner Studie konnte De Munck zeigen, dass die Drei-Schritt-Systeme im Vergleich zu ihren Total-Etch-Zwei-Schritt-Nachfolgern weniger anfällig für einen Wasserabbau waren [106]. Diese Aussage konnte auch Martins bestätigen [160]. Als Grund hierfür nannte van Meerbeek in seinen Studien die weniger techniksensitive Anwendung von Säure, Primer und Adhäsiv in Einzelschritten, die anscheinend die zu bevorzugende Technik sind, um eine gute Hybridisierung zu erreichen. Zudem könnten die Bildung einer separaten Kunststoffverbindungsschicht und die niedrigere Hydrophilie des gehärteten Kunststoffs

fes im Vergleich zu der Zwei-Schritt-Ausgabe dazu beigetragen haben [144, 161]. Ein weiteres wichtiges Ergebnis in De Muncks Studie war die Tatsache, dass nur die direkte Wasserexposition einen degradierenden Effekt aufweist, da die Proben, in welchen das Dentin durch einen Schmelz-Bonding-Verbund geschützt war, kaum einen Haftverbundverlust erlitten. Gamborgi kam ebenfalls zu der Feststellung, dass gute Kunststoff-Dentinverbunde mit Zwei-Schritt-Etch-and-Rinse-Adhäsiven nur dann erzielt werden können, wenn sie durch eine gebondeten Schmelzschicht geschützt sind [162]. In einer weiteren Studie von *De Munck* zeigte sich ebenfalls, dass die Haftwerte für das Drei-Schritt-Etch-and-Rinse System OptiBond FL nicht signifikant nach einem Jahr direkter/indirekter Wasserlagerung änderten. Von den weiteren vereinfachten Systemen konnte lediglich das selbstätzende Zwei-Schritt-Adhäsiv Clearfil SE zuverlässige Ergebnisse vorweisen [64]. Auch die Studie von Dantas bestätigte, dass die Etch-and-Rinse-Systeme eine deutlich bessere Leistung nach sechs monatiger Wasserlagerung hervorbrachten, als die selbstätzenden Adhäsive [163].

Die Studiengruppe von Garcia-Godoy verglich die Randqualität nach sechsjähriger Wasserlagerung in vitro und in vivo und konnte bei beiden getesteten Bondingsystemen einen deutlichen Verlust der Randqualität erkennen. Dieser war bei der in vitro Gruppe im Dentinbereich signifikant ausgeprägter für das Einkomponenten-Adhäsiv, als für das Drei-Schritt-System [115].

6.1.7 Einfluss der Polymerisation

Der Einfluss der Polymerisation auf die Qualität der Kompositrestaurationen ist durch zahlreiche Studien belegt und heute unumstritten. Farbe, Pigmentierung, Transluzenz aber auch die Konzentration der Photoinitiatoren spielen eine entscheidende Rolle für die Lichthärtung [164-167]. Abgesehen von den Behandlungsfehlern, sind die Polymerisationszeit und die Schichtstärke des Inkrements und somit auch der Polymerisationsgrad ausschlaggebend für die Qualität der Kompositfüllung [168]. Gelangen nicht ausreichend Photoinitiatoren auf der entsprechenden Wellenlänge zum Kompositmaterial, resultiert dies in einer unzureichenden Polymerisation. Eine erhöhte Zytotoxizität, Abnutzungsrate, Randspaltbildung und verringerte Härte sind die Folge [169-176].

Mehrere Faktoren können die Konversion des Methacrylate durch photoinduzierte Aushärtung beeinflussen [177]. Dabei sind vor allem die Lichtintensität der Lampen

und die gewählte Polymerisationsdauer von enormer Bedeutung [178]. Die Lichtintensität der Geräte hängt von dem Lampenalter, dem Abstand der Lampenspitze zur auszuhärtenden Oberfläche und der Divergenz des Lichtes von der Lampenspitze ab [179-181].

Als häufigste Versagens-oder Erneuerungsursache für Füllungen werden Höckerfraktur oder durch Mikroleakage verursachte Sekundärkaries genannt [182]. Dies könnte man auf die inadequate Lichtpolymerisation zurückführen. Mikroleakage deutet auf einen ungenügenden Adhäsivverbund zwischen Zahn und Restauration hin. Obwohl viele Adhäsiv –und Kompositsysteme hervorragende in vitro Ergebnisse aufweisen, bleibt es zu vermerken, dass die ausgeführten Labortests normalerweise unter den optimalsten Polymerisationsbedingungen durchgeführt werden, die sich so im klinischen Fall nicht wirklich widerspiegeln: Die meisten Bonding- und Härtetests werden so ausgeführt, dass das Licht der Polymerisationslampe direkt auf das Komposit platziert wird. In der klinischen Wirklichkeit entsteht jedoch oftmals ein Abstand von 7mm vom Lichtaustrittspunkt bis zum approximalen Kastenboden [183]. Dabei handelt es sich genau hier um die Stelle, wo Sekundärkaries am häufigsten auftritt [184]. Zahlreiche Studien belegen, dass schon die kleinste Distanz zwischen der Lampenspitze und dem Komposit einen gegenteiligen Effekt bei der Photoaktivierung hervorrufen kann [185], welches folglich in einen ungenügenden Verbund zwischen Zahn und Restauration resultiert [186].

Ein weiterer wichtiger Punkt, laut Price, ist die Fähigkeit des Behandlers mit der Polymerisationslampe korrekt und effektiv umzugehen [187]. Er stellte fest, dass wenn die selbe Lampe auf dem selben Zahn mit gleicher Belichtungszeit von 20 Sekunden verschiedenen Behandlern am Phantomkopf angewendet wurde, es einen großen Unterschied in der Energiedichte ($2.6-11.7 \text{ J/cm}^2$) gab. Die meisten Behandler (80%) erreichten eine Dichte weniger als 10 J/cm^2 [187]. Dies ist jedoch eine unzureichende Energieleistung, um den Großteil der Komposite zu polymerisieren. Dies hat wiederum negative Auswirkungen auf die physikalischen Eigenschaften der Kompositrestauration [188, 189]. Somit lässt sich auch ein möglicher Zusammenhang zwischen suboptimaler Polymerisation und Kompositfraktur, wie er z.B. in der klinischen Studie von Frankenger et al. 2013 angedeutet wurde, erklären.

Auch die Tatsache, ob es sich um eine Halogen oder LED-Lampe handelt, kann das Polymerisationsergebnis beeinflussen [190]. Seit einiger Zeit erobern LED-Lampen den Markt und erfreuen sich immer größerer Beliebtheit in Zahnarztpraxen im Vergleich zu den bewährten Halogenlampen. Der Beliebtheitsgrad lässt sich durch die deutlich verkürzte Polymerisationszeit, die bei weniger als 3 Sekunden liegt, erklären. Ihre Energieleistung von 6000mW/cm^2 ist zudem 20 Mal größer als von den Geräten, die vor 15 Jahren auf den Markt waren. Jedoch bleibt es abzuwarten bis ausreichend viele Bonding- und Kompositsysteme mit diesen neuen Lampen getestet werden [191]. Es sollte nämlich beachtet werden, dass eine rasche Aushärtung des Komposits einen erhöhten Schrumpfstress und eine verminderte Bondkraft mit sich zieht [192, 193].

6.2 Diskussion über die Auswirkung verschiedener Aspekte auf die Haltbarkeit posteriorer Kompositrestaurationen

Klinische Untersuchungen von neuen Materialien sind von großer Bedeutung und bleiben weiterhin das ultimative Instrument zur Bewertung von Restaurationen. Für aussagekräftige Ergebnisse sind jedoch mindestens 2 Jahre Beobachtungszeit gefordert [194]. Auch hier stellt die Schnelligkeit des Marktes ein Problem dar: Die ständig neu hervorgebrachten Produkte erhöhen den Druck der Hersteller, die klinische Sicherheit dieser Materialien schnellstmöglich zu beweisen. Dafür werden Kurzzeitstudien durchgeführt, in denen nur eine begrenzte Anzahl an Restaurationen, meistens bei weniger risikoreichen Patienten, gelegt und getestet wird. In solchen Studien werden selten Unterschiede in der klinischen Leistung entdeckt, da bis auf wenige Ausnahmen die meisten Materialien in so einer kurzen Beobachtungszeit gut abschneiden [195],[196]. Hinzu kommt, dass die getesteten Materialien nach Beendigung der Untersuchungen womöglich gar nicht mehr auf dem Markt sind und durch neue Produkte ersetzt wurden [197]. Um eine gute Einschätzung zur Langlebigkeit der posterioren Kompositrestaurationen geben zu können sind Langzeitstudien notwendig, in denen man die Gründe und die Arten für das Versagen von Kompositfüllungen untersuchen kann [182].

6.2.1 Klinische Faktoren

Eine wichtige Rolle für die Langlebigkeit der Restaurationen und ihre Versagungsgründe spielen die klinischen Faktoren.

Die Größe der Kavität, der Kavitätyp und die Anzahl der restaurierten Flächen stehen in enger Verbindung mit dem Risiko des Versagens. De Rosa Rodolpho et al. [93] stellten in ihrer Studie fest, dass nach 17 Jahren die Überlebenswahrscheinlichkeit für Klasse I Kavitäten bei 55% lag, während sie bei Klasse II auf 20,2% sank. Die Funktionsausfallrate war somit für größere Restaurationen 2,8 Mal größer. Die Werte von Bernardo et al. [91] bekräftigen ebenfalls diese Aussage. Einflächige oder kleine Restaurationen zeigten eine Überlebenszeit von 93,6%. Bei Restaurationen mit vier oder mehr Flächen lag sie bei lediglich 50%. Das ein höheres Misserfolgsrisiko bei großflächigen bzw. Klasse II Kompositrestaurationen auftritt, belegen auch zahlreiche weitere Studien [89, 92, 198-203]. In einer Studie wurde sogar errechnet, dass mit jeder Fläche das Misserfolgsrisiko um 40% steigt [202]. Einige Studien weisen auch auf einen Unterschied zwischen Prämolaren und Molaren bezüglich der Überlebenszeit hin [86, 93, 202, 204].

Aufgrund der Elastizität und Ermüdungserscheinungen der Komposit- und Bondingmaterialien wirken sich die negativen Einflüsse der okklusalen Stressfaktoren an Seitenzähnen vor allem bei großen Restaurationen und Molaren gravierender aus. Dies lässt sich durch die Tatsache erklären, dass diese einer höheren okklusalen Belastung und Stresswirkung an der Komposit-Zahn-Grenzfläche unterworfen sind. Zudem wird bei größeren Restaurationen eine größere Menge an Komposit polymerisiert, was zu einem Anstieg des übrigbleibenden internen Stresses im polymerisierten Komposit trotz angewandeter Inkrementtechnik führt [87].

6.2.2 Der Behandler

Die Aussage, dass die Haltbarkeit einer Kompositfüllung wahrscheinlich am meisten von dem durchführenden Behandler abhängt ist heute im Allgemeinen akzeptiert, obwohl es nicht viele Studien gibt, die sich mit diesem Thema befassen.

Opdam [92] konnte in seiner Studie keine Ergebnisunterschiede zwischen den einzelnen Behandlern feststellen. Diesem Ergebnis schließt sich auch [205] an. Andere Stu-

dien wiederum weisen darauf hin, dass es immense Unterschiede zwischen den einzelnen Zahnärzten gibt, die sich signifikant auf die Haltbarkeit der Restaurationen auswirken. Zudem spielen auch das Alter, die Berufsjahre und das Schulungsland des Behandlers eine Rolle [206-208]. Es hängt auch ebenfalls von der Entscheidung des Behandlers ab, ob eine Restauration erneuert werden muss. Handelt es sich um einen Patienten, der sich mit Kompositrestaurationen erstmals ins der Praxis vorstellt, so muss der Behandler nach seinem besten Wissen und Gewissen entscheiden, ob einzelne Restaurationen ausgetauscht werden müssen. Dies führt gegebenenfalls zu verkürzten Haltbarkeiten. Solche verkürzten Haltbarkeiten kommen vor allem bei Patienten, die ihren Zahnarzt wechseln, vor. Dadurch werden sie mit unterschiedlichen diagnostischen Einschätzungen konfrontiert [209]. Man kann folglich davon ausgehen, dass die meisten Behandler Restaurationen unnötig ersetzen, welches sich durch wirtschaftliche Aspekte oder auch durch Ignoranz gegenüber evidenzbasierten Gründen, erklären lässt. Dadurch könnte auch der große Unterschied zwischen Behandlern bezogen auf die Diagnose und Behandlung erklärt werden [210, 211]. Einige Untersuchungen belegen, dass wenn es um Karies an Füllungsrandern geht, Zahnärzte in Zahnarztpraxen oftmals eine marginale Verfärbung mit Randspaltkaries in Verbindung setzen und die Restauration basierend auf einer Vermutung ersetzen [212]. Daher sollten sich die Behandler bewusst sein, dass eine marginale Verfärbung weder ein Indikator für eine Randspaltkaries ist, noch eine Indikation für einen defekten Randspalt [184].

Da es noch keine standardisierten Diagnostikkriterien gibt, liegt die Entscheidungsfreiheit bei den Behandlern bzw. Abteilungen [213, 214].

Die Langlebigkeit einer Restauration ist vor allem von dem technischen Wissen und seiner Anwendung durch den Behandler abhängig. Da das Komposit ein relativ neues Material ist, sind vor allem die älteren Zahnarztgenerationen nicht mit der Handhabung vertraut. Zudem unterscheidet sich die Haltbarkeit auch unter Zahnmedizinstudenten. Hier ist das Studienjahr bzw. die damit inzwischen erworbene Erfahrung ein entscheidender Faktor. Opdam weist in seiner retrospektiven Studie auf diese Tatsache hin [215]. Eine weitere Studiengruppe stellte ebenfalls fest, dass die von dem erfahrensten Behandler gelegten Füllungen die längste Haltbarkeit aufwiesen [213]. Diese Feststellung führt er auf die Erfahrung und das dadurch erworbene Materialhandling zurück. Zudem konnte Heintze zeigen, dass die Applikationsart des Komposits

(Bulk-oder Schichttechnik) eine untergeordnete Rolle spielt. Vielmehr war eine absolute Trockenlegung mit Kofferdam im Vergleich zur relativen Trockenlegung mit Watte-
rollen und Sauger, verantwortlich für eine deutlich reduziertes Vorkommen von Materialfrakturen und somit einen erhöhten Erfolg [127]. Ein weiterer entscheidender Faktor ist das Wissen über die Eigenschaften der Haftvermittler und die Geschicklichkeit beim Anwenden dieser [43]. Die Studiengruppe um Coppola bekräftigt diese Ergebnisse [216]. Auch dort gab es eine signifikante Diskrepanz zwischen der Haltbarkeit von Füllungen, abhängig von der Erfahrung der Zahnärzte. Hawthorne and Smales [217] kamen zu der Feststellung, dass diejenigen Zahnärzte, die erst kürzlich ihr Studium absolviert haben, trotz ihrer geringen Erfahrung die besten Ergebnisse bzw. Überlebensraten aufwiesen. Dies kann möglicherweise darauf zurück geführt werden, dass sie während des Studiums intensiv geschult wurden und ihr Wissen zudem dem neuesten Stand der Forschung entspricht.

6.2.3 Der Patient

Ein weiterer beeinflussender Faktor ist der Patient selbst, jedoch hängen die Ergebnisse hierbei aber auch oft von dem eigentlichen Studiendesign ab.

Longitudinalstudien schließen meistens hoch selektierte und motivierte Patienten ein, die eine hervorragende Mundhygiene haben und regelmäßig zu den Recallterminen erscheinen. Zudem werden die Restaurationen von speziell geschulten und kalibrierten Zahnärzten eingesetzt, die ohne Zeitdruck arbeiten [218]. Es ist daher nicht verwunderlich, dass diese Studien oftmals bessere Ergebnisse aufweisen als die meistens für die Bevölkerung repräsentativeren Querschnittsstudien. Dort werden auch Risikopatienten mit eingeschlossen. Trotzdem bleibt es nicht auszuschließen, dass der Mundhygienestatus, das Alter sowie die Motivation, Compliance und Kariesaktivität des Patienten ausschlaggebend für die Haltbarkeit einer Füllung sein können [219-221].

Bernardo et al.[91] beschreiben, dass die Haltbarkeit bei Teenagern geringer ist als bei Erwachsenen. Zu dem gleichen Ergebnis kamen auch Hawthorne and Smales [217] und fügen noch hinzu, dass auch die über 60jährigen eine geringere Haltbarkeit der Restaurationen aufweisen, im Vergleich zu den Altersgruppen 21-40 Jahre und 41-60 Jahre. Hingegen konnten weder Opdam et al. noch Kubo et al. [92, 213] einen Einfluss des Alters auf die Haltbarkeit erkennen. Dass die Kariesaktivität des Patienten eine ent-

scheidende Rolle spielt, konnte in mehreren Studien belegt werden [202, 222, 223]. Opdam zufolge haben Restaurationen bei Patienten mit hohem Kariesrisiko eine mehr als doppelt so hohe Funktionsausfallrate im Vergleich zu Patienten mit niedrigem Risiko [222]. Ähnliche Ergebnisse, die diese Aussage bestätigen, fanden auch van Dijken und Trachtenberg in ihren Studien [224, 225].

Weitere Untersuchungen zeigen zudem, dass die sozioökonomische Variable und die Verhaltensvariable einen direkten Bezug auf die Langlebigkeit posteriorer Restaurationen haben [206-208, 226]. Die Überlebensrate der Restaurationen derer Patienten, die für ihre Behandlung zahlen mussten überragte die der Nichtzahlenden um etwas mehr als 11 Jahre. Zudem hatten Menschen, die schon immer der ärmeren Schicht angehörten mehr Funktionsausfälle im Vergleich zu denen aus der Oberschicht [182].

6.2.4 Materialeigenschaften

Die auf dem Markt erhältlichen Kompositprodukte divergieren beachtlich hinsichtlich ihrer chemischen und physikalischen Eigenschaften. In Laboruntersuchungen wurden signifikante Unterschiede u.a. bezüglich der Biegefestigkeit, des E-Moduls, der Bruchfestigkeit, Härte und Verschleißfestigkeit gefunden [227-230]. Doch trotz dieser Unterschiede in ihrem Aufbau, zeigen die Komposite bei Anwendungen in den klinischen Studien nur geringe Unterschiede auf [195] [123, 231].

Auch hier tritt wieder das Problem der zu kurzen Studien auf, so dass fundierte Aussagen kaum möglich sind. Da Rosa Rodolpho et al. zeigen in ihrer Langzeitstudie, dass nach 22 Jahren die Materialien mit einem höheren Fülleranteil eine längere Überlebensrate aufweisen. Dieses Ergebnis wurde jedoch erst nach einer Tragedauer von über 17 Jahren festgestellt [86, 93], was wiederum die Dringlichkeit von Langzeitstudien unterstreicht. Eine weitere Studie zeigte nach 5 Jahren keinen signifikanten Unterschied zwischen großen Amalgam- und Kompositrestaurationen, jedoch zeigten nach 12 Jahren die Kompositrestaurationen eine bessere Leistung [222].

In den letzten Jahren wurden durch Veränderungen in der organischen Matrix sowohl besser polierbare Nanofüllerkomposite als auch niedrigschrumpfende Silorane auf den Markt eingeführt. Jedoch sind auch hier die Studien mit bis zu fünf Jahren Beobachtungsdauer zu kurz, um signifikante Schlüsse daraus ziehen zu können [90, 227, 232].

Nach jetzigem Erkenntnisstand lässt sich sagen, dass die Materialeigenschaften für den Seitenzahnbereich eine untergeordnete Rolle spielen, vorausgesetzt, es werden Hybridkomposite angewendet. Diese weisen nämlich die besten Ergebnisse für posteriore Restaurationen auf. Negative Ausnahmen unter den neueren Materialien, die sich als inakzeptabel herausstellten, wurden wieder vom Markt genommen, jedoch zeigt sich auch hier wieder deutlich, dass eine klinische Studienlänge von mindestens drei Jahren nötig ist, um ein Material verantwortungsbewusst anwenden zu können [195, 196].

6.3 Gründe für den Ausfall der Funktionstüchtigkeit

Die in dieser Arbeit untersuchten Studien heben die Sekundärkaries [91, 92, 96, 98] bzw. die Füllungsfraktur [85-87, 94, 97, 99] als Hauptgründe für den Ausfall der Funktionstüchtigkeit hervor. Diese Ergebnisse stimmen mit weiteren Studien überein [222, 233, 234].

Die häufigste Lokalisation der Sekundärkaries befindet sich im marginalen Gingivabereich [184]. Jedoch bleibt noch immer ungeklärt, welche Faktoren die Kariesentstehung hervorrufen. Bernardo et al. [91] stellten in ihrer Studie fest, dass das Auftreten einer Sekundärkaries bei Teenagern in Kompositrestaurationen (88%) signifikant höher ist als bei Amalgamfüllungen (66%). Als Grund hierfür wird die schlechte Mundhygiene von Teenagern angegeben. Hinzu kommt die Vermutung, dass einige Komposite Inhaltsstoffe enthalten, die das Bakterienwachstum fördern könnten [91]. In einer anderen Studie fällt der Unterschied nicht so groß aus: 38% der Kompositrestaurationen und 29% der Amalgamrestaurationen werden aufgrund von Karies ersetzt [92]. Es besteht ebenfalls die Annahme, dass die Techniksensitivität von Komposit verbunden mit dem Adhäsivsystem zu einer verkürzten Überlebensrate führt. In einer weiteren Studie wurden Klasse II Restaurationen bei extraktionsfähigen Zähnen gelegt und sowohl röntgenologisch als auch unter dem SEM beobachtet [235]. Die Auswertungen zeigten, dass nur 27% der gingivalen Ränder defektfrei waren. Diese Ergebnisse würden die These der Techniksensitivität und die damit verbundene höhere Prävalenz der Sekundärkaries an diesen Stellen unterstützen. Um dies aber belegen zu können, fehlen noch weitere ausreichende Studien.

Ein weiteres immer wieder auftretendes Problem in der Literatur hinsichtlich der Sekundärkaries ist das Fehlen von standardisierten Diagnosekriterien für Studien [184,

236]. Nur wenige Studien haben sich für solche spezifischen Kriterien ausgesprochen [182].

Die Gründe für eine Restaurationsfraktur sind ebenfalls noch spekulativ. Man geht davon aus, dass z.B. das nicht korrekt gewählte oder angewendete Adhäsivsystem [86] oder eine unzureichende Polymerisation [237] Gründe sein könnten. Doch auch hier fehlen Studien, um diese Vermutungen zu bestätigen. Fest steht nur, dass die angewendeten Materialien eine Biegefestigkeit von min 80 MPa haben müssen [238].

Als weitere, aber untergeordnete Gründe für den Funktionsausfall einer Kompositrestauration werden post-operative Sensibilität, Schmerzen, Zahnfraktur oder eine endodontische Behandlung genannt [182, 215, 239].

Generell muss zwischen frühen Ausfällen, die schon in den ersten Wochen oder Monaten auftreten, Ausfälle im mittleren Zeitrahmen (6 bis 24 Monate) und späten Ausfällen, die nach 2 Jahren klinischer Tragedauer auftreten, unterschieden werden [220]. Frühe Ausfälle sind das Resultat von groben Behandlungsfehlern, falsche Indikationen für das gewählte Material oder postoperative Symptome. Die späten Misserfolge werden vorwiegend durch Zahn- oder Materialfrakturen (mit Höckern), Sekundärkaries, Materialverschleiß oder parodontalen Nebeneffekten hervorgerufen [194].

7 Schlussfolgerung

In der vorliegenden Arbeit wurde eine ausführliche Literaturrecherche auf dem Gebiet der Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich durchgeführt. Zahlreiche Studien wurden analysiert und zusammengefasst, um eine Aussage über die Langlebigkeit von posterioren Kompositrestaurationen tätigen zu können.

Die aus den Studien entnommene mediane Überlebensdauer beträgt 9.2 Jahre. Sie entspricht somit den Ergebnissen der Marburger Zahnklinik (8.9 \pm 1.8 Jahre). Vor dem Hintergrund der Ergebnisse dieser vorliegenden Arbeit, kann festgehalten werden, dass Komposite auch in kaulasttragenden Bereichen einsetzbar sind und zu sehr guten Ergebnissen führen. Erfolg und Qualität einer Füllung sind jedoch von zahlreichen Faktoren abhängig, die es streng zu beachten gilt, um eine Langlebigkeit der Restauration zu ermöglichen. Für genaue Voraussagen darf man sich nicht nur auf in vitro Studien verlassen, denn klinische Langzeitstudien bleiben weiterhin unentbehrlich. Ein weiteres Ziel sollte es sein, den Aufbau der Studien zu vereinheitlichen, damit bessere Aussagen getroffen werden können. Letztendlich darf nicht vergessen werden, dass der Einfluss des Behandlers stets ins Kalkül gezogen werden muss, da dieser Aspekt wichtiger ist als jedes Material [240].

8 Zusammenfassung

8.1 Zusammenfassung (dreiseitig)

Die Adhäsivtechnologie hat in den letzten Jahren eine rasante chemische und technische Entwicklung erfahren. Maßgeblich verantwortlich hierfür war der zunehmende Wunsch der Patienten nach anspruchsvollen, zahnfarbenen Restaurationen. Somit finden Kompositfüllungen heute als direkte Restaurationen, neben den indirekten Restaurationen aus Keramik, eine hohe Verwendung. Werden sie adäquat verarbeitet, so ist ihre Lebensdauer mit der von Amalgam gleichzustellen. Jedoch ist die Verarbeitung von Kompositen um einiges aufwendiger, techniksensitiver und zeitintensiver als Amalgam. Heutzutage wird von Zahnärzten in der täglichen Praxis ein evidenzbasiertes Behandlungskonzept auf dem Gebiet der Kompositrestaurationen im Seitenzahnberreich erwartet, jedoch fehlen hierfür immer noch ausreichende Langzeitstudien mit klinischer Evidenz, um sich auf diese berufen zu können.

Das Ziel dieser Arbeit war mit Hilfe von zahlreichen Studien eine profunde Literaturdatenbank zu erstellen und einen Überblick über die Langlebigkeit von Kompositfüllungen im Seitenzahnberreich zu gewinnen. Nach dem Studieren und Analysieren aller verwendeten Studien und dem Vergleich mit den Ergebnissen der Marburger Zahnklinik kann eine mediane Überlebensdauer von 9.2 Jahren angegeben werden.

Es ist jedoch nicht möglich, eine 100% genaue Aussage über die Überlebenszeit zu tätigen, da der Erfolg bzw. Misserfolg einer Kompositfüllung von vielen verschiedenen Faktoren abhängt und sich dadurch nicht pauschalisieren lässt.

Die Studiendauer spielt dabei eine wichtige Rolle. Es gibt sehr wenige Studien, die über fünf Jahre durchgeführt werden. Dies hängt auch mit dem äußerst dynamischen Markt zusammen, da oftmals das für die Studie verwendete Produkt zum Ende der Studie nicht mehr erhältlich ist. Zudem ist die Aussagekraft über die Langlebigkeit bei Ergebnissen von unter fünf Jahren nicht ausreichend. Es ist unwahrscheinlich, dass die meisten Komposite eine unterschiedliche Langlebigkeit aufweisen, wenn sie nicht mindestens fünf Jahre beobachtet werden [182].

Das Studiendesign ist ebenfalls ein wichtiger Faktor, um Angaben zur Überlebenszeit

machen zu können. Dabei gilt es zwischen Longitudinal- und Querschnittsstudien zu unterscheiden. Die kontrollierten Longitudinalstudien zeigen das Potenzial eines Materials unter nahezu idealen Bedingungen, während unkontrollierte Querschnittsstudien das Materialverhalten unter den alltäglichen Bedingungen einer allgemeinen Zahnarztpraxis darstellen [241].

Neben den oben genannten Faktoren können auch andere Parameter, die ebenfalls in der Arbeit beschrieben wurden, einen Einfluss auf die Langlebigkeit der Füllungen haben. Dabei seien noch einmal zu nennen:

- * die Erfahrung und Geschicklichkeit des Zahnarztes (sehr techniksensitives Material)
- * der Patient (Motivation, Compliance, Kariesaktivität usw.)
- * die Kavität (Klasse, Größe bzw. Umfang, Zahntyp) [194, 220]

Zwar spielte das gewählte Kompositmaterial in fast allen Studien eine untergeordnete Rolle, doch bleibt es wichtig festzuhalten, dass das Hybridkomposit der Goldstandard ist. Obwohl Nanokomposite nicht schlechter sind und aufgrund ihrer Polierbarkeit Vorteile mit sich bringen, fehlen auch hierfür Langzeitstudien [182]. Fest steht zudem, dass Mikrofüllerkomposite aufgrund ihrer niedrigeren Frakturresistenz, höherer thermaler Expansion und niedrigerem E-Modul für das Seitenzahngebiet nicht geeignet sind [242].

In den letzten Jahrzehnten erlangten aber vor allem Dentinhaftverbundsysteme eine entscheidende Rolle bei den Kompositrestaurationen. Durch ihre Unentbehrlichkeit stieg auch ihre Weiterentwicklung, die zur Vereinfachung der Handhabung und Leistungsverbesserung führte. Da fast monatlich neue Produkte auf den Markt strömen, ist es essenziell, die Verbundstärken dieser verschiedenen Haftvermittler zu bewerten, um eine zuverlässige Aussage bezüglich ihrer klinischen Haltbarkeit zu bekommen. Um die Bondingeffektivität der Adhäsive an der Zahnsubstanz messen zu können, werden Haftverbundtests in vitro durchgeführt. Dabei hat sich vor allem die 1994 von Sano eingeführte „Microtensile Bond Strength Test“ Methode bewährt, da diese es ermöglicht, auch auf kleinsten Bondingflächen von ca. 1mm^2 den Haftverbund zu messen [63]. Zudem folgte auch die Entwicklung eines Kausimulators, der es ermöglicht, die klinische bzw. orale mechanische und thermale Belastung in vitro zu simulieren [243].

Trotzdem bleibt es auch hier oftmals schwierig einzelne Studien, die diese Tests durchführen, miteinander zu vergleichen, da sich das Studiendesign, die Studiendauer, der Focus und auch die getesteten Materialien und deren Kombination untereinander stark unterscheiden: unterschiedlicher Versuchsaufbau, Durchführung, Zyklen, Proben, Material [244].

Den Goldstandard bezüglich der Haltbarkeit machen nach wie vor die Drei-Schritt-Etch&Rinse-Adhäsive (z.B. OptibondFL) aus. Versuche, die Arbeitsschritte zu vereinfachen, resultieren in einer Verminderung der Verbundstärke. Lediglich die Zwei-Schritt-Self-Etch-Adhäsive, vor allem die Mild-Etch-Haftvermittler (z.B. Clearfil SE Bond), kommen an die Effektivität der Drei-Schritt-Etch&Rinse-Adhäsive heran [64, 114, 197].

Die Ergebnisse dieser vorliegenden Arbeit bestätigen jedoch eine wichtige Aussage, die in fast jeder publizierten Studie zu finden ist: Posteriore Kompositrestaurationen haben eine hohe Erfolgsquote und sind aus der heutigen Zahnmedizin nicht mehr wegzudenken. Jedoch sind die Effektivität des Adhäsivsystems und die Haltbarkeit der Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich von vielen verschiedenen Parametern abhängig, die eine genaue Aussage über die Langlebigkeit nicht einfach machen.

Das heutige Evidenzlevel zeigt deutlich, dass es noch ein langer Weg ist, bis man die Zahnmediziner bei ihren evidenzbasierten Entscheidungen bezüglich der posterioren Kompositrestaurationen unterstützen kann [245]. Dabei bleiben klinische Langzeitstudien unerlässlich. Ein homogenerer Aufbau der Studien, sowohl in vivo als auch in vitro, würde Studienvergleiche und Aussagen über Ergebnisse vereinfachen und präzisieren.

8.2 Zusammenfassung (einseitig)

Einleitung

Durch intensive Literaturrecherche wurde eine auf Evidenz basierende Datenbank erstellt und einen Überblick über die Langlebigkeit von Kompositfüllungen im Seitenzahnbereich gewonnen. Die erstellten Ergebnisse wurden gleichzeitig mit der klinischen Performance von Restaurationen an der Marburger Zahnklinik verglichen. Desweiteren soll diese Arbeit als Grundlage einer Leitlinie der Deutschen Gesellschaft für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde (DGZMK) zur Evidenz bezüglich Kaulast tragender Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich dienen.

Material und Methoden

Bei der Literaturstudie, die durch intensive Internetsuche aus Datenbanken wie PubMed und einer zusätzlichen Handsuche erfolgte, wurden Studien aus einem Zeitraum von 1955 bis 2013 berücksichtigt. Insgesamt wurden 34 Studien für diese Arbeit selektiert.

Ergebnisse

Die aus den Studien entnommene mediane Überlebensdauer beträgt 9.2 Jahre. Sie entspricht somit den Ergebnissen der Marburger Zahnklinik (8.9 \pm 1.8 Jahre). Es zeigte sich deutlich, dass die Überlebensdauer einer Kompositfüllung von sehr vielen verschiedenen Faktoren abhängig ist. Der Aufbau, die Länge aber auch das Design einer Studie übten großen Einfluss auf das Ergebnis aus. Die Erfahrung und Geschicklichkeit des Zahnarztes, der Patient und die Kavität sind ebenfalls von großer Bedeutung für die Überlebensdauer. Diese Literaturstudie bestätigte zugleich, dass die Hybridkomposite und die Drei-Schritt-Adhäsivsysteme noch immer der Goldstandard sind,

Schlussfolgerung

Schlussfolgernd lässt sich festhalten, dass Komposite auch in kaulasttragenden Bereichen einsetzbar sind und zu sehr guten Ergebnissen führen. Erfolg und Qualität einer Füllung sind jedoch von zahlreichen Faktoren abhängig, die es streng zu beachten gilt, um eine Langlebigkeit der Restauration zu ermöglichen.

8.3 Zusammenfassung (einseitig, englisch)

Aim of the Study

The purpose of this study was to establish an evidence-based database in order to get an overview on the longevity of posterior composite restorations. At the same time, a comparison of the results was made with the clinical performance at the Department of Operative Dentistry at the Philipps University of Marburg. Furthermore this study is ought to be a basis for the guideline of the German Society of Dental, Oral and Craniomandibular Sciences (DGZMK) concerning the evidence on posterior composites.

Methods

A PubMed search as well as an additional manual search for articles were performed. Studies published between 1955 and 2013 were considered. The search resulted in 34 selected studies.

Results

The estimated median survival rate was 9.2 years which corresponds with the results of the Department of Operative Dentistry at the Philipps University of Marburg (8.9 \pm 1.8 Jahre). It could be clearly shown that the longevity of restorations depends on many factors. The length as well as the design of a study have a high influence on the results. Factors related to the operator, patient or cavity are of great importance. This study also confirms that the hybrid composites as well as the three-step adhesive systems should still be considered the “gold standard”.

Significance/Conclusion

In conclusion, composite restorations have shown a favorable performance in posterior teeth. Success and quality of these restorations depend on a number of factors, which need to be strongly respected in order to enable a high longevity.[78]

9 Literaturverzeichnis

1. Dietschi D, Spreafico R. Aktuelle Konzepte für adhäsive Restaurationen im Seitenzahnbereich. *Quintessenz*. 1997;477-96.
2. Buonocore MG. A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res*. 1955;34:849-53.
3. Manhart J. Praxistaugliche Schichttechnik für die Anwendung von plastischen Kompositrestaurationen im Seitenzahnbereich. *Quintessenz*. 2008;59:1337-42.
4. Lambrechts PBM, Vanherle G. Klinische Erfahrungen mit Composites und Dentin-Adhäsiven im Seitenzahnbereich I: Klinische Beurteilung von Composites. *Philip J*. 1988:12-28.
5. Leinfelder KF. Five-year clinical evaluation of anterior and posterior restorations of composite resins. *Oper Dent*. 1980;5:57-65.
6. Lutz F, Phillips RW, Roulet JF, Setcos JC. In vivo and in vitro wear of potential posterior composites. *J Dent Res*. [Comparative Study In Vitro]. 1984;63:914-20.
7. Roulet JF. The problems associated with substituting composite resins for amalgam: a status report on posterior composites. *J Dent*. [Review]. 1988;16:101-13.
8. Geurtsen W. Klinik der Kompositfüllung. München: Hanser; 1989.
9. Geurtsen W. Kunststofffüllung. In: Heidemann D, editor. *Kariologie und Füllungstherapie*. Kösel, Kempten: Urban&Schwarzenberg; 1999. p. 177.
10. Spahl W, Budzikiewicz H, Geurtsen W. Determination of leachable components from four commercial dental composites by gas and liquid chromatography/mass spectrometry. *J Dent*. 1998;26:137-45.
11. Bowen RL. Properties of a silica-reinforced polymer for dental restorations. *J Am Dent Assoc*. 1963;66:57-64.
12. Hellwig J, Klimek, J, Attin, T. Einführung in die Zahnerhaltung. München: Urban und Fischer; 2007.
13. Braden M, Nicolson, J. *Polymeric dental materials*. Berlin, Heidelberg: Springer Verlag; 1997.
14. Tieke B. *Makromolekulare Chemie, Eine Einführung*. Weinheim: VCH Verlagsgesellschaft GmbH; 1997.
15. Viohl J. *Die Chemie zahnärztlicher Füllungswerkstoffe*. München-Wien: Carl Hanser Verlag; 1986.
16. Eichner K. *Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung, Band 1. Grundlagen und Verarbeitung*. Heidelberg: Hüthig Verlag; 1996.
17. Hickel R, Dasch W, Janda R, Tyas M, Anusavice K. New direct restorative materials. FDI Commission Project. *Int Dent J*. [Review]. 1998;48:3-16.
18. Frankenberger R. *Adhäsiv-Fibel*. Balingen: Spitta Verlag; 2008.
19. Roulet JF. Margin of posterior composites. *Dent Mater*. 1981;7:44-9.

20. Janda R. Der Stand der Entwicklung auf dem gebiet der Zahnfüllungskunststoffe I-III. Quintessenz. 1988;39:1067-73.
21. Roulet J. Degradation of dental Polymers. Basel: Karger Verlag; 1987.
22. VOCO. Wissenschaftliche Information: Nanotechnologie. In: GmbH V, editor. 2009.
23. Ernst CP. Eine aktuelle Standortbestimmung zahnärztlicher Füllungskomposite. zm. 2003c;7.
24. Hickel A, Kunzelmann, K.-H. Glasionomer- und Kompomerfüllung. In: Heidemann D, editor. Kariologie und Füllungstherapie. München: Urban&Schwarzenberg; 1999.
25. Bayne SC, Thompson JY, Swift EJ, Jr., Stamatiades P, Wilkerson M. A characterization of first-generation flowable composites. J Am Dent Assoc. [Comparative Study]. 1998;129:567-77.
26. Ernst CP. Update Komposit: Einführung- Teil 1. ZMK. 2011.
27. Manhart J. Eine Alternative zu Amlagam ? Hochvisköse stopfbare Komposite: Überblick, Eigenschaften und Verarbeitungshinweise. KONS-Journal. 2001b;3:21-6.
28. Gängler PH, T. ; Willershausen, B. ; Schwenzer, N.; Ehrenfeld, M. Konservierende Zahnheilkunde und Parodontologie: Zahn-Mund-Kiefer-Heilkunde. Stuttgart: Georg Thieme Verlag; 2010.
29. Kugel G, Ferrari M. The science of bonding: from first to sixth generation. J Am Dent Assoc. [Review]. 2000;131 Suppl:20S-5S.
30. Simonsen RJ. Die Säureätztechnik in der täglichen Praxis. Berlin: Buch- und Zeitschriften-Verlag " Die Quintessenz "; 1978.
31. Buonocore MG. Principles of Adhesive Retention and Adhesive Restorative Materials. J Am Dent Assoc. 1963;67:382-91.
32. Engeln J. Einfluss unterschiedlicher Adhäsiv-Komposit-Kombinationen auf die Zugfestigkeit des Schmelzverbundes selbststützender Adhäsive und ihre Korrelation mit dem Penetrations-und Frakturverhalten in vitro, Dissertation. Berlin: Medizinische Fakultät Charité; 2010.
33. Van Meerbeek B, Inokoshi S, Braem M, Lambrechts P, Vanherle G. Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. J Dent Res. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1992a;71:1530-40.
34. Frankenberger R. Materialkundliche Grundlagen der Adhäsivtechnik. Die Adhäsivtechnologie. Dent Net Master 3M ESPE AG. 2002:12-27.
35. Frankenberger R. Bonding 2006- Zeitersparnis versus Langzeiterfolg. Quintessenz 2006;57:485-95.
36. Frankenberger R. Bonding 2006- Zeitersparnis versus Langzeiterfolg. Quintessenz. 2006:485-95.
37. Janda R. Schmelz-Dentin-Adhäsive- Stand der Entwicklung. DFZ-Magazin. 2008;1:37-46.
38. Haller B. Aktueller Stand der Komposit-Dentin-Haftung. ZM. 1992(18).

39. Nakabayashi N. Adhäsiv-Bonding mit 4-META. *Philip J.* 1994;11:152-62.
40. Erickson RL. Oberflächen-Interaktionen von Dentin-Adhäsiv-Materialien. *Philip J.* 1994;11:149-58.
41. Haller B, Blunck U. Übersicht und Wertung der aktuellen Bondingsysteme. *ZM.* 2003.
42. Nakabayashi N, Kojima K, Masuhara E. The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Biomed Mater Res. [Comparative Study In Vitro].* 1982;16:265-73.
43. Van Landuyt KL, Snauwaert J, De Munck J, Peumans M, Yoshida Y, Poitevin A, et al. Systematic review of the chemical composition of contemporary dental adhesives. *Biomaterials. [Research Support, Non-U.S. Gov't Review].* 2007;28:3757-85.
44. Hagger O. New catalyst for polymerization of ethylene at room temperature. *Helv Chim Acta.* 1948;31:1624-30.
45. Gwinnett AJ. Acid etching for composite resins. *Dent Clin North Am.* 1981;25:271-89.
46. Silverstone LM, Saxton CA, Dogon IL, Fejerskov O. Variation in the pattern of acid etching of human dental enamel examined by scanning electron microscopy. *Caries Res.* 1975;9:373-87.
47. Lutz F, Lüscher B., Ochsenein, H., Mühlemann H. *Adhäsive Zahnheilkunde.* Zürich: Juris; 1976.
48. Heraeus. Venus Step by Step Guide- Polymerisation. Heraeus Kulzer GmbH.
49. de Camargo EJ, Moreschi E, Baseggio W, Cury JA, Pascotto RC. Composite depth of cure using four polymerization techniques. *J Appl Oral Sci. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't].* 2009;17:446-50.
50. Davidson CL, de Gee AJ, Feilzer A. The competition between the composite-dentin bond strength and the polymerization contraction stress. *J Dent Res.* 1984;63:1396-9.
51. Eichner K. *Zahnärztliche Werkstoffkunde und ihre Verarbeitung, Band 2. Werkstoffe unter klinischen Aspekten.* Stuttgart: Thieme; 2008.
52. Ward DH. Esthetic Replacement of Failing Amalgam Restorations. *Inside Dentistry.* 2008;4.
53. Feilzer AJ, De Gee AJ, Davidson CL. Setting stress in composite resin in relation to configuration of the restoration. *J Dent Res.* 1987;66:1636-9.
54. Ruyter IE. Composites--characterization of composite filling materials: reactor response. *Adv Dent Res. [Review].* 1988;2:122-9; discussion 9-33.
55. Van Meerbeek B, Lambrechts P, Inokoshi S, Braem M, Vanherle G. Factors affecting adhesion to mineralized tissues. *Oper Dent. [Review].* 1992b;Suppl 5:111-24.
56. Kemp-Scholte CM, Davidson CL. Complete marginal seal of Class V resin composite restorations effected by increased flexibility. *J Dent Res. [Comparative Study].* 1990;69:1240-3.

57. Schwickerath HN, R. Der Einfluß des E-Moduls von Füllungswerkstoffen auf den Randspalt unter Dauerbeanspruchung. Dtsch Zahnarztl Z. 1988;37:442-4.
58. Craig RG, Peyton FA. Elastic and mechanical properties of human dentin. J Dent Res. 1958;37:710-8.
59. ivoclar. Wissenschaftliche Dokumentation Multilink. 2003.
60. VOCO. Grandio SO -Wissenschaftliche Produktinformation. In: GmbH V, editor. Cuxhaven.
61. Ozturk N, Aykent F. Dentin bond strengths of two ceramic inlay systems after cementation with three different techniques and one bonding system. J Prosthet Dent. [Clinical Trial Comparative Study Randomized Controlled Trial]. 2003;89:275-81.
62. Pashley DH, Sano H, Ciucchi B, Yoshiyama M, Carvalho RM. Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. Dent Mater. [Comparative Study Research Support, U.S. Gov't, P.H.S. Review]. 1995a;11:117-25.
63. Sano H, Shono T, Sonoda H, Takatsu T, Ciucchi B, Carvalho R, et al. Relationship between surface area for adhesion and tensile bond strength--evaluation of a micro-tensile bond test. Dent Mater. [Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 1994;10:236-40.
64. De Munck J, Shirai K, Yoshida Y, Inoue S, Van Landuyt K, Lambrechts P, et al. Effect of water storage on the bonding effectiveness of 6 adhesives to Class I cavity dentin. Oper Dent. [Comparative Study Randomized Controlled Trial]. 2006;31:456-65.
65. Wendt SL, McInnes PM, Dickinson GL. The effect of thermocycling in microleakage analysis. Dent Mater. [Comparative Study]. 1992;8:181-4.
66. Asmussen E. The effect of temperature changes on adaptation of resin fillings. I. Acta Odontol Scand. [Comparative Study]. 1974;32:161-71.
67. Soltesz U. [Strength of filling materials after thermodynamic loading]. Die Quintessenz. 1986;37:1261-7.
68. Rossomando KJ, Wendt SL, Jr. Thermocycling and dwell times in microleakage evaluation for bonded restorations. Dent Mater. [Comparative Study]. 1995;11:47-51.
69. De Munck J, Van Landuyt K, Peumans M, Poitevin A, Lambrechts P, Braem M, et al. A critical review of the durability of adhesion to tooth tissue: methods and results. J Dent Res. [Review]. 2005;84:118-32.
70. Amaral FL, Colucci V, Palma-Dibb RG, Corona SA. Assessment of in vitro methods used to promote adhesive interface degradation: a critical review. J Esthet Restor Dent. [Evaluation Studies Review]. 2007;19:340-53; discussion 54.
71. Blunck U. [SEM evaluation of the margins of composite fillings in dentin in vitro]. Dtsch Zahnarztl Z. 1988;43:939-43.
72. Friedl KH, Schmalz G, Hiller KA, Mortazavi F. Marginal adaptation of composite restorations versus hybrid ionomer/composite sandwich restorations. Oper Dent. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1997;22:21-9.

73. Soderholm KJ. Correlation of in vivo and in vitro performance of adhesive restorative materials: a report of the ASC MD156 Task Group on Test Methods for the Adhesion of Restorative Materials. *Dent Mater.* [Review]. 1991;7:74-83.
74. Krejci I, Reich T, Lutz F, Albertoni M. [An in vitro test procedure for evaluating dental restoration systems. 1. A computer-controlled mastication simulator]. *Schweiz Monatsschr Zahnmed.* [In Vitro]. 1990;100:953-60.
75. Asmussen E, Peutzfeldt A. The effect of secondary curing of resin composite on the adherence of resin cement. *J Adhes Dent.* [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2000 Winter;2:315-8.
76. Munksgaard EC, Peutzfeldt A, Asmussen E. Elution of TEGDMA and BisGMA from a resin and a resin composite cured with halogen or plasma light. *Eur J Oral Sci.* [Comparative Study Evaluation Studies]. 2000;108:341-5.
77. Asmussen E, Peutzfeldt A. Substitutes for methylene chloride as dental softening agent. *Eur J Oral Sci.* [Comparative Study]. 2000;108:335-40.
78. Universitätsklinik für Zahn-,Mund- und Kieferheilkunde Freiburg Available from: <http://www.uniklinik-freiburg.de/prothetik/live/fachpublikum/forschungstaetigkeit/prueflabor/kausimulation.html>, 12.04.2013.
79. SD Mechatronik GmbH. Available from: <http://www.sdm-gmbh.de/produkte/kausimulator-cs-48-professional-line.html>, 14.05.2013.
80. AWMF. Das Leitlinien-Manual AWMF. 2000.
81. AHCPR. 1992; Available from: <http://www.ahrq.gov/clinic/cpgsix.htm>, 13.12.2013
82. Wikipedia. Available from: <http://de.wikipedia.org/wiki/PubMed>, 28.11.2013
83. PubMed. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed>, 03.12.2013
84. Frankenberger R, Reinelt C, Kramer N. Nanohybrid vs. fine hybrid composite in extended class II cavities: 8-year results. *Clin Oral Investig.* 2013.
85. van Dijken JW, Pallesen U. Four-year clinical evaluation of Class II nano-hybrid resin composite restorations bonded with a one-step self-etch and a two-step etch-and-rinse adhesive. *J Dent.* [Comparative Study Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2011;39:16-25.
86. Da Rosa Rodolpho PA, Donassollo TA, Cenci MS, Loguercio AD, Moraes RR, Bronkhorst EM, et al. 22-Year clinical evaluation of the performance of two posterior composites with different filler characteristics. *Dent Mater.* [Comparative Study Evaluation Studies]. 2011;27:955-63.
87. Manhart J, Chen HY, Hickel R. Clinical evaluation of the posterior composite Quixfil in class I and II cavities: 4-year follow-up of a randomized controlled trial. *J Adhes Dent.* [Comparative Study Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2010;12:237-43.
88. Fagundes TC, Barata TJ, Carvalho CA, Franco EB, van Dijken JW, Navarro MF. Clinical evaluation of two packable posterior composites: a five-year follow-up. *J Am Dent Assoc.* [Randomized Controlled Trial]. 2009;140:447-54.
89. Simecek JW, Diefenderfer KE, Cohen ME. An evaluation of replacement rates for posterior resin-based composite and amalgam restorations in U.S. Navy and

- marine corps recruits. *J Am Dent Assoc.* [Comparative Study]. 2009;140:200-9; quiz 49.
90. Palaniappan S, Elsen L, Lijnen I, Peumans M, Van Meerbeek B, Lambrechts P. Three-year randomised clinical trial to evaluate the clinical performance, quantitative and qualitative wear patterns of hybrid composite restorations. *Clin Oral Investig.* [Randomized Controlled Trial]. 2010;14:441-58.
 91. Bernardo M, Luis H, Martin MD, Leroux BG, Rue T, Leitao J, et al. Survival and reasons for failure of amalgam versus composite posterior restorations placed in a randomized clinical trial. *J Am Dent Assoc.* [Randomized Controlled Trial Research Support, N.I.H., Extramural]. 2007;138:775-83.
 92. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA. A retrospective clinical study on longevity of posterior composite and amalgam restorations. *Dent Mater.* 2007;23:2-8.
 93. da Rosa Rodolpho PA, Cenci MS, Donassollo TA, Loguercio AD, Demarco FF. A clinical evaluation of posterior composite restorations: 17-year findings. *J Dent.* [Comparative Study Randomized Controlled Trial]. 2006;34:427-35.
 94. Poon EC, Smales RJ, Yip KH. Clinical evaluation of packable and conventional hybrid posterior resin-based composites: results at 3.5 years. *J Am Dent Assoc.* [Clinical Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2005;136:1533-40.
 95. Opdam NJ, Loomans BA, Roeters FJ, Bronkhorst EM. Five-year clinical performance of posterior resin composite restorations placed by dental students. *J Dent.* 2004;32:379-83.
 96. Turkun LS, Aktener BO, Ates M. Clinical evaluation of different posterior resin composite materials: a 7-year report. *Quintessence Int.* [Clinical Trial Comparative Study Controlled Clinical Trial]. 2003;34:418-26.
 97. Ernst CP, Canbek K, Aksogan K, Willershausen B. Two-year clinical performance of a packable posterior composite with and without a flowable composite liner. *Clin Oral Investig.* [Clinical Trial Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2003b;7:129-34.
 98. Manhart J, Neuerer P, Scheibenbogen-Fuchsbrunner A, Hickel R. Three-year clinical evaluation of direct and indirect composite restorations in posterior teeth. *J Prosthet Dent.* [Clinical Trial Controlled Clinical Trial]. 2000;84:289-96.
 99. Collins CJ, Bryant RW, Hodge KL. A clinical evaluation of posterior composite resin restorations: 8-year findings. *J Dent.* [Comparative Study]. 1998;26:311-7.
 100. Van Ende A, De Munck J, Mine A, Lambrechts P, Van Meerbeek B. Does a low-shrinking composite induce less stress at the adhesive interface? *Dent Mater.* [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2010;26:215-22.

101. Andrade AM, Moura SK, Reis A, Loguercio AD, Garcia EJ, Grande RH. Evaluating resin-enamel bonds by microshear and microtensile bond strength tests: effects of composite resin. *J Appl Oral Sci.* [Evaluation Studies In Vitro Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2010;18:591-8.
102. De Munck J, Van Landuyt K, Coutinho E, Poitevin A, Peumans M, Lambrechts P, et al. Micro-tensile bond strength of adhesives bonded to Class-I cavity-bottom dentin after thermo-cycling. *Dent Mater.* 2005;21:999-1007.
103. Rotta M, Bresciani P, Moura SK, Grande RH, Hilgert LA, Baratieri LN, et al. Effects of phosphoric acid pretreatment and substitution of bonding resin on bonding effectiveness of self-etching systems to enamel. *J Adhes Dent.* [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2007;9:537-45.
104. Nikolaenko SA, Lohbauer U, Roggendorf M, Petschelt A, Dasch W, Frankenberger R. Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mater.* [Comparative Study]. 2004;20:579-85.
105. De Munck J, Mine A, Vivan Cardoso M, De Almeida Neves A, Van Landuyt KL, Poitevin A, et al. Effect of dentin location and long-term water storage on bonding effectiveness of dentin adhesives. *Dent Mater J.* [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2011;30:7-13.
106. De Munck J, Van Meerbeek B, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Suzuki K, et al. Four-year water degradation of total-etch adhesives bonded to dentin. *J Dent Res.* [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2003;82:136-40.
107. Ferreira SQ, Costa TR, Klein-Junior CA, Accorinte M, Meier MM, Loguercio AD, et al. Improvement of exposure times: effects on adhesive properties and resin-dentin bond strengths of etch-and-rinse adhesives. *J Adhes Dent.* [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2011;13:235-41.
108. Lohbauer U, Nikolaenko SA, Petschelt A, Frankenberger R. Resin tags do not contribute to dentin adhesion in self-etching adhesives. *J Adhes Dent.* [Comparative Study]. 2008;10:97-103.
109. Frankenberger R, Pashley DH, Reich SM, Lohbauer U, Petschelt A, Tay FR. Characterisation of resin-dentine interfaces by compressive cyclic loading. *Biomaterials.* [Comparative Study Evaluation Studies]. 2005;26:2043-52.
110. Bortolotto T, Onisor I, Krejci I, Ferrari M, Tay FR, Bouillaguet S. Effect of cyclic loading under enzymatic activity on resin-dentin interfaces of two self-etching adhesives. *Dent Mater.* 2008;24:178-84.
111. Frankenberger R, Kramer N, Lohbauer U, Nikolaenko SA, Reich SM. Marginal integrity: is the clinical performance of bonded restorations predictable in vitro? *J Adhes Dent.* 2007;9 Suppl 1:107-16.
112. Blunck U, Zaslansky P. Enamel margin integrity of Class I one-bottle all-in-one adhesives-based restorations. *J Adhes Dent.* [Comparative Study Evaluation Studies]. 2011;13:23-9.
113. Frankenberger R, Lohbauer U, Roggendorf MJ, Naumann M, Taschner M. Selective enamel etching reconsidered: better than etch-and-rinse and self-etch? *J Adhes Dent.* [Comparative Study Randomized Controlled Trial]. 2008;10:339-44.

114. Frankenberger R, Tay FR. Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mater.* [Comparative Study]. 2005;21:397-412.
115. Garcia-Godoy F, Kramer N, Feilzer AJ, Frankenberger R. Long-term degradation of enamel and dentin bonds: 6-year results in vitro vs. in vivo. *Dent Mater.* [Comparative Study Randomized Controlled Trial]. 2010;26:1113-8.
116. Frankenberger R, Kramer N, Petschelt A. Fatigue behaviour of different dentin adhesives. *Clin Oral Investig.* [Comparative Study]. 1999;3:11-7.
117. Roggendorf MJ, Kramer N, Appelt A, Naumann M, Frankenberger R. Marginal quality of flowable 4-mm base vs. conventionally layered resin composite. *J Dent.* 2011.
118. Bortolotto T, Onisor I, Krejci I. Proximal direct composite restorations and chairside CAD/CAM inlays: marginal adaptation of a two-step self-etch adhesive with and without selective enamel conditioning. *Clin Oral Investig.* [Comparative Study Evaluation Studies]. 2007;11:35-43.
119. Van Meerbeek B, Yoshihara K, Yoshida Y, Mine A, De Munck J, Van Landuyt KL. State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mater.* [Review]. 2011;27:17-28.
120. Salz U, Zimmermann J, Zeuner F, Moszner N. Hydrolytic stability of self-etching adhesive systems. *J Adhes Dent.* [Comparative Study]. 2005 Summer;7:107-16.
121. Savarino L, Saponara Teutonico A, Tarabusi C, Breschi L, Prati C. Enamel microhardness after in vitro demineralization and role of different restorative materials. *J Biomater Sci Polym Ed.* 2002;13:349-57.
122. Tay FR, Pashley DH, Suh BI, Carvalho RM, Itthagarun A. Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent.* [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 2002;30:371-82.
123. Pallesen U, Qvist V. Composite resin fillings and inlays. An 11-year evaluation. *Clin Oral Investig.* [Clinical Trial Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2003;7:71-9.
124. Van Meerbeek B, De Munck J, Yoshida Y, Inoue S, Vargas M, Vijay P, et al. Buonocore memorial lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent.* [Lectures Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2003;28:215-35.
125. Kenshima S, Reis A, Uceda-Gomez N, Tancredo Lde L, Filho LE, Nogueira FN, et al. Effect of smear layer thickness and pH of self-etching adhesive systems on the bond strength and gap formation to dentin. *J Adhes Dent.* [Clinical Trial Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2005 Summer;7:117-26.
126. Yoshida Y, Nagakane K, Fukuda R, Nakayama Y, Okazaki M, Shintani H, et al. Comparative study on adhesive performance of functional monomers. *J Dent Res.* [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2004;83:454-8.
127. Heintze SD, Rousson V. Clinical effectiveness of direct class II restorations - a meta-analysis. *J Adhes Dent.* [Comparative Study Meta-Analysis]. 2012;14:407-31.

128. Frankenberger R, Perdigao J, Rosa BT, Lopes M. "No-bottle" vs "multi-bottle" dentin adhesives--a microtensile bond strength and morphological study. *Dent Mater*. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2001;17:373-80.
129. Lutz F, Krejci I, Barbakow F. Quality and durability of marginal adaptation in bonded composite restorations. *Dent Mater*. [Comparative Study]. 1991;7:107-13.
130. Van Meerbeek B, Perdigao J, Lambrechts P, Vanherle G. The clinical performance of adhesives. *J Dent*. [Research Support, Non-U.S. Gov't Review]. 1998a;26:1-20.
131. Hilton TJ, Schwartz RS, Ferracane JL. Microleakage of four Class II resin composite insertion techniques at intraoral temperature. *Quintessence Int*. [Comparative Study]. 1997;28:135-44.
132. Schoch M, Kramer N, Frankenberger R, Petschelt A. Direct posterior composite restorations with a new adhesive system: one-year results. *J Adhes Dent*. [Clinical Trial Controlled Clinical Trial]. 1999 Summer;1:167-73.
133. Manhart J, Schmidt M, Chen HY, Kunzelmann KH, Hickel R. Marginal quality of tooth-colored restorations in class II cavities after artificial aging. *Oper Dent*. [Comparative Study]. 2001;26:357-66.
134. Gohring TN, Schonenberger KA, Lutz F. Potential of restorative systems with simplified adhesives: quantitative analysis of wear and marginal adaptation in vitro. *Am J Dent*. [Clinical Trial Randomized Controlled Trial]. 2003;16:275-82.
135. Lutz F, Krejci I. Amalgam substitutes: a critical analysis. *J Esthet Dent*. [Comparative Study]. 2000;12:146-59.
136. Lutz FU, Krejci I, Oddera M. Advanced adhesive restorations: the post-amalgam age. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. [Comparative Study Review]. 1996;8:385-94; quiz 98.
137. De Goes MF, Giannini M, Di Hipolito V, Carrilho MR, Daronch M, Rueggeberg FA. Microtensile bond strength of adhesive systems to dentin with or without application of an intermediate flowable resin layer. *Braz Dent J*. [Comparative Study Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2008;19:51-6.
138. Labella R, Lambrechts P, Van Meerbeek B, Vanherle G. Polymerization shrinkage and elasticity of flowable composites and filled adhesives. *Dent Mater*. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1999;15:128-37.
139. Behle C. Flowable composites: properties and applications. *Pract Periodontics Aesthet Dent*. [News]. 1998;10:347, 50-1.
140. Braga RR, Hilton TJ, Ferracane JL. Contraction stress of flowable composite materials and their efficacy as stress-relieving layers. *J Am Dent Assoc*. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 2003;134:721-8.
141. Mine A, JD DEM, Cardoso MV, KL VANL, Poitevin A, Kuboki T, et al. Effect of low-shrinking composite on the bonding effectiveness of two adhesives in occlusal Class-I cavities. *Dent Mater J*. 2012;31:418-26.
142. Pashley DH, Ciucchi B, Sano H, Carvalho RM, Russell CM. Bond strength versus dentine structure: a modelling approach. *Arch Oral Biol*. [Comparative Study

- Research Support, Non-U.S. Gov't Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 1995;40:1109-18.
143. Choi KK, Condon JR, Ferracane JL. The effects of adhesive thickness on polymerization contraction stress of composite. *J Dent Res.* [Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 2000;79:812-7.
144. Van Meerbeek B, Willems G, Celis JP, Roos JR, Braem M, Lambrechts P, et al. Assessment by nano-indentation of the hardness and elasticity of the resin-dentin bonding area. *J Dent Res.* [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1993;72:1434-42.
145. Pashley DH. Dentin: a dynamic substrate--a review. *Scanning Microsc.* [Research Support, Non-U.S. Gov't Research Support, U.S. Gov't, P.H.S. Review]. 1989;3:161-74; discussion 74-6.
146. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Snauwaert J, Hellemans L, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Hybridization effectiveness of a two-step versus a three-step smear layer removing adhesive system examined correlatively by TEM and AFM. *J Adhes Dent.* [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1999 Spring;1:7-23.
147. Marshall GW, Jr., Marshall SJ, Kinney JH, Balooch M. The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent.* [Research Support, U.S. Gov't, P.H.S. Review]. 1997;25:441-58.
148. Pashley DH, Andringa HJ, Derkson GD, Derkson ME, Kalathoor SR. Regional variability in the permeability of human dentine. *Arch Oral Biol.* [Comparative Study Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 1987;32:519-23.
149. Pashley DH, Pashley EL. Dentin permeability and restorative dentistry: a status report for the American Journal of Dentistry. *Am J Dent.* [Review]. 1991;4:5-9.
150. Burrow MF, Nopnakeepong U, Phrukkanon S. A comparison of microtensile bond strengths of several dentin bonding systems to primary and permanent dentin. *Dent Mater.* [Comparative Study]. 2002;18:239-45.
151. Misra A, Spencer P, Marangos O, Wang Y, Katz JL. Micromechanical analysis of dentin/adhesive interface by the finite element method. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater.* [Research Support, N.I.H., Extramural Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 2004;70:56-65.
152. Inoue S, Van Meerbeek B, Abe Y, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, et al. Effect of remaining dentin thickness and the use of conditioner on micro-tensile bond strength of a glass-ionomer adhesive. *Dent Mater.* [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2001;17:445-55.
153. Armstrong SR, Keller JC, Boyer DB. The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dent Mater.* [Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 2001;17:268-76.
154. Gwinnett AJ, Yu S. Effect of long-term water storage on dentin bonding. *Am J Dent.* 1995;8:109-11.
155. Sano H, Yoshikawa T, Pereira PN, Kanemura N, Morigami M, Tagami J, et al. Long-term durability of dentin bonds made with a self-etching primer, in vivo. *J Dent Res.* [Research Support, Non-U.S. Gov't Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 1999;78:906-11.

156. Hashimoto M, Ohno H, Sano H, Tay FR, Kaga M, Kudou Y, et al. Micromorphological changes in resin-dentin bonds after 1 year of water storage. *J Biomed Mater Res.* [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2002;63:306-11.
157. Hashimoto M, Ohno H, Kaga M, Endo K, Sano H, Oguchi H. In vivo degradation of resin-dentin bonds in humans over 1 to 3 years. *J Dent Res.* [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2000;79:1385-91.
158. Van Meerbeek B, Yoshida Y, Lambrechts P, Vanherle G, Duke ES, Eick JD, et al. A TEM study of two water-based adhesive systems bonded to dry and wet dentin. *J Dent Res.* [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 1998b;77:50-9.
159. Santerre JP, Shajii L, Leung BW. Relation of dental composite formulations to their degradation and the release of hydrolyzed polymeric-resin-derived products. *Crit Rev Oral Biol Med.* [Research Support, Non-U.S. Gov't Review]. 2001;12:136-51.
160. Martins GC, Calixto AL, Gomes OM, Loguercio AD, D'Alpino PH, Reis A. Effect of water storage on resin-dentin bond strengths formed by different bonding approaches. *Indian J Dent Res.* [Comparative Study Randomized Controlled Trial]. 2009;20:431-6.
161. Van Meerbeek B, Conn LJ, Jr., Duke ES, Eick JD, Robinson SJ, Guerrero D. Correlative transmission electron microscopy examination of nondemineralized and demineralized resin-dentin interfaces formed by two dentin adhesive systems. *J Dent Res.* [Comparative Study In Vitro Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 1996;75:879-88.
162. Gamborgi GP, Loguercio AD, Reis A. Influence of enamel border and regional variability on durability of resin-dentin bonds. *J Dent.* [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2007;35:371-6.
163. Dantas DC, Ribeiro AI, Lima LH, de Lima MG, Guenes GM, Braz AK, et al. Influence of water storage time on the bond strength of etch-and-rinse and self-etching adhesive systems. *Braz Dent J.* [Comparative Study]. 2008;19:219-23.
164. Ferracane JL, Aday P, Matsumoto H, Marker VA. Relationship between shade and depth of cure for light-activated dental composite resins. *Dent Mater.* [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1986;2:80-4.
165. Wojtek R, Wernisch J, Wiederschwinger H. Vergleichende Untersuchungen hinsichtlich Aushärtzeit an lichthärtenden Komposit. *ZStomatol.* 1993;90:187-201.
166. Peutzfeldt A, Sahafi A, Asmussen E. Characterization of resin composites polymerized with plasma arc curing units. *Dent Mater.* [Evaluation Studies]. 2000;16:330-6.
167. Yap AU. Effectiveness of polymerization in composite restoratives claiming bulk placement: impact of cavity depth and exposure time. *Oper Dent.* 2000;25:113-20.
168. Ernst C. Licht ins Dunkel der Lichtpolymerisation-Teil I. *ZWR.* 2002;5:239-48.
169. Nomoto R. Effect of light wavelength on polymerization of light-cured resins. *Dent Mater J.* [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1997;16:60-73.

170. Nomoto R, Uchida K, Hirasawa T. Effect of light intensity on polymerization of light-cured composite resins. *Dent Mater J*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1994;13:198-205.
171. Rueggeberg FA, Caughman WF, Curtis JW, Jr. Effect of light intensity and exposure duration on cure of resin composite. *Oper Dent*. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1994;19:26-32.
172. Franz A, König F, Anglmayer M, Rausch-Fan X, Gille G, Rausch WD, et al. Cytotoxic effects of packable and nonpackable dental composites. *Dent Mater*. 2003;19:382-92.
173. Chen RS, Liuiw CC, Tseng WY, Hong CY, Hsieh CC, Jeng JH. The effect of curing light intensity on the cytotoxicity of a dentin-bonding agent. *Oper Dent*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2001;26:505-10.
174. St-Georges AJ, Swift EJ, Jr., Thompson JY, Heymann HO. Curing light intensity effects on wear resistance of two resin composites. *Oper Dent*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2002;27:410-7.
175. Price RB, Derand T, Loney RW, Andreou P. Effect of light source and specimen thickness on the surface hardness of resin composite. *Am J Dent*. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2002;15:47-53.
176. Sobrinho LC, Goes MF, Consani S, Sinhoreti MA, Knowles JC. Correlation between light intensity and exposure time on the hardness of composite resin. *J Mater Sci Mater Med*. 2000;11:361-4.
177. Peutzfeldt A. Resin composites in dentistry: the monomer systems. *Eur J Oral Sci*. [Review]. 1997;105:97-116.
178. Halvorson RH, Erickson RL, Davidson CL. Energy dependent polymerization of resin-based composite. *Dent Mater*. 2002;18:463-9.
179. Vandewalle KS, Roberts HW, Andrus JL, Dunn WJ. Effect of light dispersion of LED curing lights on resin composite polymerization. *J Esthet Restor Dent*. 2005;17:244-54; discussion 54-5.
180. Rode KM, Kawano Y, Turbino ML. Evaluation of curing light distance on resin composite microhardness and polymerization. *Oper Dent*. 2007;32:571-8.
181. Aravamudhan K, Rakowski D, Fan PL. Variation of depth of cure and intensity with distance using LED curing lights. *Dent Mater*. 2006;22:988-94.
182. Demarco FF, Correa MB, Cenci MS, Moraes RR, Opdam NJ. Longevity of posterior composite restorations: not only a matter of materials. *Dent Mater*. [Review]. 2012;28:87-101.
183. Price RB, Derand T, Sedarous M, Andreou P, Loney RW. Effect of distance on the power density from two light guides. *J Esthet Dent*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2000;12:320-7.
184. Mjor IA. Clinical diagnosis of recurrent caries. *J Am Dent Assoc*. [Research Support, N.I.H., Extramural Research Support, U.S. Gov't, P.H.S. Review]. 2005;136:1426-33.
185. ADA. Spectral Curing Lights and Evolving Technology. ADA Professional Product Review. *J Am Dent Assoc*. 2009;4:1-16.

186. Xu X, Sandras DA, Burgess JO. Shear bond strength with increasing light-guide distance from dentin. *J Esthet Restor Dent*. [Research Support, N.I.H., Extramural]. 2006;18:19-27; discussion 8.
187. Price RB, Felix CM, Whalen JM. Factors affecting the energy delivered to simulated class I and class v preparations. *J Can Dent Assoc*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2010;76:a94.
188. Ferracane JL, Mitchem JC, Condon JR, Todd R. Wear and marginal breakdown of composites with various degrees of cure. *J Dent Res*. [Comparative Study Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 1997;76:1508-16.
189. Calheiros FC, Daronch M, Rueggeberg FA, Braga RR. Degree of conversion and mechanical properties of a BisGMA:TEGDMA composite as a function of the applied radiant exposure. *J Biomed Mater Res B Appl Biomater*. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't Validation Studies]. 2008;84:503-9.
190. Price RB, Felix CA, Andreou P. Knoop hardness of ten resin composites irradiated with high-power LED and quartz-tungsten-halogen lights. *Biomaterials*. [Comparative Study Evaluation Studies Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2005;26:2631-41.
191. Price RB. Light curing matters. *J Adhes Dent*. [Editorial]. 2012;14:503-4.
192. De Santis R, Gloria A, Prisco D, Amendola E, Puppulin L, Pezzotti G, et al. Fast curing of restorative materials through the soft light energy release. *Dent Mater*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2010;26:891-900.
193. Cunha LG, Alonso RC, Pfeifer CS, de Goes MF, Ferracane JL, Sinhoreti MA. Effect of irradiance and light source on contraction stress, degree of conversion and push-out bond strength of composite restoratives. *Am J Dent*. [Comparative Study Evaluation Studies Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2009;22:165-70.
194. Manhart J, Chen H, Hamm G, Hickel R. Buonocore Memorial Lecture. Review of the clinical survival of direct and indirect restorations in posterior teeth of the permanent dentition. *Oper Dent*. [Review]. 2004;29:481-508.
195. Kramer N, Garcia-Godoy F, Frankenberger R. Evaluation of resin composite materials. Part II: in vivo investigations. *Am J Dent*. [Clinical Trial Controlled Clinical Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2005;18:75-81.
196. Ernst CP, Martin M, Stuff S, Willershausen B. Clinical performance of a packable resin composite for posterior teeth after 3 years. *Clin Oral Investig*. [Clinical Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2001;5:148-55.
197. Kramer N, Garcia-Godoy F, Reinelt C, Feilzer AJ, Frankenberger R. Nanohybrid vs. fine hybrid composite in extended Class II cavities after six years. *Dent Mater*. [Comparative Study Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2011;27:455-64.
198. Lundin SA, Koch G. Class I and II composite resin restorations: 4-year clinical follow up. *Swed Dent J*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1989;13:217-27.
199. Lundin SA, Koch G. Class I and II posterior composite resin restorations after 5 and 10 years. *Swed Dent J*. [Clinical Trial Comparative Study Randomized Controlled Trial]. 1999;23:165-71.
200. Wilson NH, Wilson MA, Smith GA. A clinical trial of a visible light cured posterior composite resin restorative material: four-year results. *Quintessence Int*.

- [Clinical Trial Multicenter Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1988;19:133-9.
201. Soncini JA, Maserejian NN, Trachtenberg F, Tavares M, Hayes C. The longevity of amalgam versus compomer/composite restorations in posterior primary and permanent teeth: findings From the New England Children's Amalgam Trial. J Am Dent Assoc. [Randomized Controlled Trial Research Support, N.I.H., Extramural]. 2007;138:763-72.
 202. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Roeters JM, Loomans BA. Longevity and reasons for failure of sandwich and total-etch posterior composite resin restorations. J Adhes Dent. 2007a;9:469-75.
 203. Van Nieuwenhuysen JP, D'Hoore W, Carvalho J, Qvist V. Long-term evaluation of extensive restorations in permanent teeth. J Dent. [Clinical Trial Comparative Study Controlled Clinical Trial]. 2003;31:395-405.
 204. Geurtsen W, Schoeler U. A 4-year retrospective clinical study of Class I and Class II composite restorations. J Dent. 1997;25:229-32.
 205. Loomans BA, Opdam NJ, Roeters FJ, Bronkhorst EM, Burgersdijk RC, Dorfer CE. A randomized clinical trial on proximal contacts of posterior composites. J Dent. [Randomized Controlled Trial]. 2006;34:292-7.
 206. Burke FJ, Lucarotti PS, Holder RL. Outcome of direct restorations placed within the general dental services in England and Wales (Part 2): variation by patients' characteristics. J Dent. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2005;33:817-26.
 207. Lucarotti PS, Holder RL, Burke FJ. Outcome of direct restorations placed within the general dental services in England and Wales (Part 1): variation by type of restoration and re-intervention. J Dent. 2005a;33:805-15.
 208. Lucarotti PS, Holder RL, Burke FJ. Outcome of direct restorations placed within the general dental services in England and Wales (Part 3): variation by dentist factors. J Dent. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2005b;33:827-35.
 209. Bogacki RE, Hunt RJ, del Aguila M, Smith WR. Survival analysis of posterior restorations using an insurance claims database. Oper Dent. [Comparative Study]. 2002;27:488-92.
 210. Gordan VV, Garvan CW, Blaser PK, Mondragon E, Mjor IA. A long-term evaluation of alternative treatments to replacement of resin-based composite restorations: results of a seven-year study. J Am Dent Assoc. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2009;140:1476-84.
 211. Bader JD, Shugars DA. Agreement among dentists' recommendations for restorative treatment. J Dent Res. [Research Support, U.S. Gov't, P.H.S.]. 1993;72:891-6.
 212. Sarrett DC. Prediction of clinical outcomes of a restoration based on in vivo marginal quality evaluation. J Adhes Dent. [Review]. 2007;9 Suppl 1:117-20.
 213. Kubo S, Kawasaki A, Hayashi Y. Factors associated with the longevity of resin composite restorations. Dent Mater J. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2011;30:374-83.
 214. Elderton RJ, Nuttall NM. Variation among dentists in planning treatment. Br Dent J. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1983;154:201-6.

215. Matsumoto H, Gres JE, Marker VA, Okabe T, Ferracane JL, Harvey GA. Depth of cure of visible light-cured resin: clinical simulation. *J Prosthet Dent*. 1986;55:574-8.
216. Coppola MN, Ozcan YA, Bogacki R. Evaluation of performance of dental providers on posterior restorations: does experience matter? A data envelopment analysis (DEA) approach. *J Med Syst*. [Comparative Study Evaluation Studies]. 2003;27:445-56.
217. Hawthorne WS, Smales RJ. Factors influencing long-term restoration survival in three private dental practices in Adelaide. *Aust Dent J*. [Comparative Study]. 1997;42:59-63.
218. Roulet JF. Benefits and disadvantages of tooth-coloured alternatives to amalgam. *J Dent*. [Review]. 1997;25:459-73.
219. Chadwick B, Treasure E, Dummer P, Dunstan F, Gilmour A, Jones R, et al. Challenges with studies investigating longevity of dental restorations--a critique of a systematic review. *J Dent*. [Meta-Analysis Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2001;29:155-61.
220. Hickel R, Roulet JF, Bayne S, Heintze SD, Mjor IA, Peters M, et al. Recommendations for conducting controlled clinical studies of dental restorative materials. *Clin Oral Investig*. [Review]. 2007;11:5-33.
221. Manhart J, Garcia-Godoy F, Hickel R. Direct posterior restorations: clinical results and new developments. *Dent Clin North Am*. [Review]. 2002;46:303-39.
222. Opdam NJ, Bronkhorst EM, Loomans BA, Huysmans MC. 12-year survival of composite vs. amalgam restorations. *J Dent Res*. [Comparative Study Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2010;89:1063-7.
223. Kohler B, Rasmusson CG, Odman P. A five-year clinical evaluation of Class II composite resin restorations. *J Dent*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2000;28:111-6.
224. van Dijken JW, Sunnegardh-Gronberg K. Fiber-reinforced packable resin composites in Class II cavities. *J Dent*. [Controlled Clinical Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2006;34:763-9.
225. Trachtenberg F, Maserejian NN, Tavares M, Soncini JA, Hayes C. Extent of tooth decay in the mouth and increased need for replacement of dental restorations: the New England Children's Amalgam Trial. *Pediatr Dent*. [Comparative Study Research Support, N.I.H., Extramural]. 2008;30:388-92.
226. Burke FJ, Lucarotti PS, Holder R. Outcome of direct restorations placed within the general dental services in England and Wales (Part 4): influence of time and place. *J Dent*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2005c;33:837-47.
227. Ernst CP, Brandenbusch M, Meyer G, Canbek K, Gottschalk F, Willershausen B. Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. *Clin Oral Investig*. [Comparative Study Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2006;10:119-25.
228. de Moraes RR, Goncalves Lde S, Lancellotti AC, Consani S, Correr-Sobrinho L, Sinhoreti MA. Nanohybrid resin composites: nanofiller loaded materials or traditional microhybrid resins? *Oper Dent*. [Comparative Study]. 2009;34:551-7.

229. Ersoy M, Civelek A, L'Hotelier E, Say EC, Soyman M. Physical properties of different composites. *Dent Mater J*. [Comparative Study]. 2004;23:278-83.
230. Ilie N, Hickel R. Investigations on mechanical behaviour of dental composites. *Clin Oral Investig*. [Comparative Study]. 2009;13:427-38.
231. Mair LH. Ten-year clinical assessment of three posterior resin composites and two amalgams. *Quintessence Int*. [Clinical Trial Comparative Study]. 1998;29:483-90.
232. Burke FJ, Crisp RJ, James A, Mackenzie L, Pal A, Sands P, et al. Two year clinical evaluation of a low-shrink resin composite material in UK general dental practices. *Dent Mater*. [Clinical Trial Multicenter Study Research Support, Non-U.S. Gov't Review]. 2011;27:622-30.
233. Burke FJ, Cheung SW, Mjor IA, Wilson NH. Restoration longevity and analysis of reasons for the placement and replacement of restorations provided by vocational dental practitioners and their trainers in the United Kingdom. *Quintessence Int*. 1999;30:234-42.
234. Deligeorgi V, Mjor IA, Wilson NH. An overview of reasons for the placement and replacement of restorations. *Prim Dent Care*. [Review]. 2001;8:5-11.
235. Opdam NJ, Roeters FJ, Feilzer AJ, Smale I. A radiographic and scanning electron microscopic study of approximal margins of Class II resin composite restorations placed in vivo. *J Dent*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 1998;26:319-27.
236. Kidd EA. Diagnosis of secondary caries. *J Dent Educ*. 2001;65:997-1000.
237. Sarrett DC, Brooks CN, Rose JT. Clinical performance evaluation of a packable posterior composite in bulk-cured restorations. *J Am Dent Assoc*. [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2006;137:71-80.
238. ISO.Dentistry. Polymer-based filling and luting materials. International standard 2000. 2000;No.4049:1-27.
239. Manhart J, Chen HY, Hickel R. Three-year results of a randomized controlled clinical trial of the posterior composite QuiXfil in class I and II cavities. *Clin Oral Investig*. [Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2009;13:301-7.
240. Frankenberger R, Reinelt C, Petschelt A, Kramer N. Operator vs. material influence on clinical outcome of bonded ceramic inlays. *Dent Mater*. [Multicenter Study Randomized Controlled Trial Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2009;25:960-8.

241. Nomoto R, Kagawa H, Yoshida T. Partial sequencing of *sodA* gene and its application to identification of *Streptococcus dysgalactiae* subsp. *dysgalactiae* isolated from farmed fish. *Lett Appl Microbiol.* [Research Support, Non-U.S. Gov't]. 2008;46:95-100.
242. Nomoto R, Mishima A, Kobayashi K, McCabe JF, Darvell BW, Watts DC, et al. Quantitative determination of radio-opacity: equivalence of digital and film X-ray systems. *Dent Mater.* [Comparative Study Evaluation Studies]. 2008;24:141-7.
243. Nikaido T, Kunzelmann KH, Ogata M, Harada N, Yamaguchi S, Cox CF, et al. The in vitro dentin bond strengths of two adhesive systems in class I cavities of human molars. *J Adhes Dent.* 2002 Spring;4:31-9.
244. Honda T, Jo T, Doiuchi J, Ochi N, Sato A, Suetsugu M, et al. [Myocardial perfusion and left ventricular function during exercise evaluated by 201Tl myocardial scintigraphy and 99mTc radionuclide ventriculography in patients treated with PTCA]. *J Cardiol.* 1992;22:33-41.
245. Goldstein GR. The longevity of direct and indirect posterior restorations is uncertain and may be affected by a number of dentist-, patient-, and material-related factors. *J Evid Based Dent Pract.* 2010;10:30-1.

10 Anhang

10.1 Klinische Studien

First Author	Year of Publication	Reference	Observation Period (yrs)	Study Design	Methods	# of Patients (n)	# of Restorations (n)	Restorative Materials	Premolar	Molar	Black Class	Age mean	Age range
Frankenberger	2013	76	8 yrs	Prospective study	USPHS	30	68	Grandio Tetric Ceram	45	23	II	32.9	24-59
van Dijken	2011	77	4 yrs	Prospective clinical trial	USPHS	78	165	A) Ceram+Xeno (XC) B) Ceram+Excite (EC)	62	103	II	52.7	28-86
da Rosa Rodolpho	2011	78	22 yrs	Retrospective longitudinal study	FDI	61	362	P-50 Herculite XR	168	194	I & II	-	31.2-65.1
Manhart	2010	79	4 yrs	Longitudinal randomized clinical trial	USPHS	43	96	46 Quixfil 50 Tetric Ceram	-	-	I & II	44.3	19-67
Fagundes	2009	80	5 yrs	Clinical trial	USPHS	33	66	Alert, SureFil	35	31	I & II	33	Aug 52
Simicek EBD	2009	81	min 2 yrs	Cohort	-	2780	1140	-	200	940	I & II	20	-
Palaniappan	2010	82	3 yrs	Clinical trial	USPHS	15	49	A) Tetric Ceram B) Grandia Direct C) Tetric Evo-Ceram	-	-	I & II	-	-
Bernardo EBD	2007	83	7 yrs	Clinical trial	USPHS	236	892	Z100	112	780	I & II	-	8-12
Opdam	2007	84	10 yrs	Retrospective clinical study	USPHS	621	1955	various materials	761	1194	I & II	-	-
da Rosa Rodolpho	2006	85	17 yrs	Clinical evaluation	USPHS	38	282	P-50 Herculite XR	106	176	I & II	42.5 +/- 6.4	-
Poon-Snales	2005	86	3.5 yrs	Clinical study	USPHS	65	105	SureFil, Spectrum	22	83	I & II	30	18-66
Opdam	2004	87	5 yrs	Clinical evaluation	indirectly: patient files only	382	703	P-50	-	-	I & II	-	22-78
Türkün	2003	88	7 yrs	Clinical evaluation	USPHS	38	120	A) Z100 B) Clearfil Ray post C) Prisma TPH	27	93	I & II	-	-
Ernst	2003	89	2 yrs	Clinical study	Ryge	50	116	A) Prodigy condensable, B) Prodigy conds. + Revolution (flowable base)	76	40	II	42.5 +/- 15.4	-
Manhart	2000	90	3 yrs	Clinical trial	USPHS	45	88 (43 direct, 45 indirect inlay)	1) Tetric 2) Pertrac-Hybrid Unifil 3) blen-a-lux	-	-	I & II	-	-
Collins	1998	91	8 yrs	Clinical evaluation	USPHS	72	161	Heliomolar Herculite P-30	9.4%	90.6%	I & II	-	-

First Author	Recall	Recall in %	Survival Rate	# of failed restorations	Lost to Study-Drop-out	Composite Fracture n (%)	Secondary Caries	Marginal Gap-Integrity (C or D)	Annual Failure (%)	Clinical Outcome	Operator	Examiner
Frankenberger	68	100%	98.5%	0	2	0	0	0	0		1	2
van Dijken	162 91 XC 71 EC	-	93.3%	11	3	8	2	-	1.9% XC 1.4% EC	4	>4	-
da Rosa Rodolpho	362	100%	-	110	-	51 (46%)	27 (24.5%)	-	1.5% P-50 2.2% Herc		1	2
Manhart	83 37 Quixfil (80%) 46 Tetric (92%)	86%	89.2% Quixfil 97.8% Tetric	5	9	1	-	-	2.7% Quixfil 0.6% Tetric Ceram		3	2
Fagundes	60	90.9%	97%	2 (1 Alert, 1 Surefil) (3%)	6	1	1 (same molar for fracture for fracture)	1 (same molar for fracture and sec.caries)	1.1-1.3 (only for class II)		1	2
Simicek EBD	1140	100%	-	356	-	-	-	-	-		-	>2
Palaniappan	49	100%	100%	0	0	0	0	0	0		2	1
Bernado EBD	-	-	85%	129	-	16-129 (12.4%)	113-129 (88%)	-	2.21%		14	-
Opdam	1696	-	91.7% at 5 yrs 82.2% at 10 yrs	259	-	12 (5%)	98 (38%) caries	-	-		2	-
da Rosa Rodolpho	184	-	65.2%	98 (34.8%)	-	42 (42.86%) repair 11 (11.22%) replacement	22 (22.45%)	-	2.4%		1	2
Poon-Snales	54 (29 Surefil, 25 Spectrum)	51%	81.3% Surefil 92.0% Spectrum	8 (6 Surefil, 2 Spectrum)	51 (50% Surefil, 38% Spectrum)	3 (2 other had bulk fractures)	2	-	6.3% for Surefil		3	1
Opdam	703	100%	87%	94 (13%)	0	18	19 caries	8	2.8%		several	2
Türkün	70	58.3%	A) 95.7% B) 96.2% C) 90.5%	4 (5.7%)	17	0	4	3	A) 0.6% B) 0.5% C) 1.4%		1	3
Ernst	111	95%	A) 94.6% B) 92.8% A+B = 93.7%	4	5	3	1	6%	A) 2.7% B) 3.6%		several	-
Manhart	30	50%	87% of direct	4	28	0%	4	13%	4.3%		9	2
Collins	46 = 161 composite restorations	64%	86.3%	22 (13.7%)	26	main reason	7	7	-		1	2

10.2 Studien zur Adhäsion

First Author	Reference	Year	Restorative Material	Adhesive System	Adhesive Class	Test Type	C-factor	Results
Van Ende	92	2010	Filtek Silorane Filtek Z100	Silorane System Adhesive	2-step self-etch	μ-TBS	high and low	App. 1
Andrade	93	2010	Filtek Z250 Flow Z350	Solobond Plus Adper Single Bond Futurabond	3-step etch&rinse 2-step etch&rinse 1-step self-etch	μ-TBS		App. 2
De Munck	94	2005	Filtek Z100	OptiBond FL Clearfil Protect Bond iBOND	3-step etch&rinse 2-step etch&rinse 1-step self-etch	μ-TBS thermo-cycling		App. 3
Rotta	95	2007	Filtek Z250	Clearfil SE Bond Tyrian Self Priming Etchant Adper Prompt Scotchbond Multi Purpose	2-step 2-step 1-step 3-step etch&rinse	μ-TBS		App. 4
Nikolaenko	96	2004	Filtek Z250	OptiBond FL Single Bond One Up Bond F	3-step etch&rinse 2-step etch&rinse 1-step self-etch	μ-TBS	high and low	App. 5a, App. 5b
De Munck	97	2011	Clearfil AP-X	G-Bond Clearfil SE Bond Protect Bond Scotchbond 1 XT OptiBond FL	1-step self-etch 2-step self-etch 2-step etch&rinse 3-step etch&rinse	μ-TBS		App. 6
De Munck	98	2003	Filtek Z100	Optibond Solo Scotchbond 1 Optibond DC Scotchbond MIP	2-step total-etch 2-step total-etch 3-step total-etch 3-step total-etch	μ-TBS		App. 7
Ferreira	99	2011	–	Adper Single Bond 2 One Step Plus	2 step etch&rinse	μ-TBS		App. 8
Lohbauer	100	2008	Gradia Direct	G-Bond	1-step self-etch	μ-TBS	high and low	App. 9

App. 1: van Ende et al. 2010 [92]

Summary of the micro-tensile bond strength (μ -TBS) results.

	Micro-tensile bond strength (MPa)			Failure analysis				
	μ TBS (SD)	n	ptf	Dentin	Interface	Adhesive	A/C	Composite
Filtek Z100								
'flat' (1)	30.2 (11.1) ^{a,b}	22		5 %	21 %	23 %	25 %	26 %
'cavity' (2)	26.6 (17.3) ^{a,b,c}	19		2 %	5 %	44 %	33 %	17 %
Filtek Silorane								
'flat' (3)	33.4 (11.2) ^a	20		2 %	8 %	25 %	56 %	10 %
'flat/bulk-filled' (4)	19.7 (10.2) ^{c,d,e}	22	2	0 %	7 %	12 %	67 %	15 %
'cavity/bulk-filled' (5)	13.2 (9.2) ^{d,e}	18	2	2 %	0 %	38 %	49 %	11 %
'cavity/layered-filled' (6)	21.5 (10.1) ^{b,c,d}	18		9 %	2 %	27 %	37 %	25 %
'cavity/flowable cured' (7)	23.7 (7.9) ^{b,c}	20		3 %	19 %	18 %	23 %	37 %
'cavity/flowable uncured' (8)	11.6 (4.5) ^e	17		0 %	4 %	11 %	61 %	23 %

SD = standard deviation; n = total number of specimens; ptf = pre-testing failures.

Means with the same superscript are not significantly different

(ANOVA and Tukey–Kramer multiple comparisons, $p > 0.05$).

A/C = failure at the adhesive/composite interface.

App. 2: de Andrade et al. 2010 [93]

Microtensile (μ TBS) and microshear bond strength (μ SBS) values and, respective standard deviations (MPa)

Adhesive systems	Resin composite (*)	μ TBS	μ SBS
Solobond Plus	Filtek Z250 (A)	34.7 \pm 2.4	26,9 \pm 6.6
Single Bond		33.2 \pm 9.8	33.9 \pm 4.2
Futurabond NR		33.6 \pm 7.1	27.3 \pm 6.8
Solobond Plus	Filtek Flow Z350 (B)	22.4 \pm 5.3	15.6 \pm 2.2
Single Bond		23.4 \pm 5.3	14.6 \pm 4.6
Futurabond NR		28.0 \pm 6.3	20.5 \pm 4.0

App. 3: DeMunck et al. 2005 [94]

μ TBS to dentin

μ TBS (SD) ptf/n	Control no thermo-cycling	Thermo-cycling (20,000 cycles)	
		Cavity	Stick
OptiBond FL	20.0 (3.6) 0/11	27.0 (11.5) 0/11	18.3 (9.8) 0/13
Protect Bond	23.8 (8.3) 0/11	24.7 (9.9) 0/14	23.1 (7.5) 0/12
iBond	14.7 (11.9) 6/9	12.1 (4.9) 8/12	12.6 (3.8) 11/20

μ TBS, micro-tensile bond strength, value in MPa; ptf, pretesting failure; n, total number of specimens;

SD, standard deviation.

App. 4: Rotta et al. 2007 [95]

Enamel microtensile bond strengths in MPa [standard deviations] and statistical analysis of experimental groups investigated in this study. (Numbers in parentheses are the total number of specimens tested vs the number of prematurely debonded sticks during specimen preparation).

	C	#	**	PA	#	**	CR	#	**
CSE	15.0 [6.5] (47/03)	a,b	A,B	23.6 [5.7] (43/10)	a	D	20.2 [2.7] (58/03) a	a	E
TY	6.9 [2.1] (40/15)	b	c	21.2 [6.8] (42/10)	a	D	23.7 [5.2] (40/05) a	a	E
AD	6.8 [2.9] (44/15)	b	c	23.2 [4.8] (55/02)	a	D	21.5 [6.7] (38/12) a	a	E
SBMP	22.3 [5.0] (55/06)	–	A	–		D	–		E

CG: conventional group; PA: phosphoric acid pretreatment group; CR: control resin group.

Results from two-way ANOVA (seif-etching adhesives vs treatment).

Groups identified with the same letters are not significantly different ($p < 0.05$).

** One-way ANOVA comparing the seif-etching systems and the SBMP adhesive for each surface treatment.

Groups identified with the same letters are not significantly different ($p < 0.05$).

App. 5: Nikolaenko et al. 2004 [96]

a) Results of dentin microtensile bond strength on flat surfaces.

Same superscript letter indicates no statistical difference ($p < 0.05$; Mann-Whitney U-test).

μ TBS to flattened dentin (MPa) (SD)	
OP	47.2 (14.8) ^A
SB	45.8 (17.4) ^A
OF	23.2 (15.1) ^B

b) Results of dentin microtensile bond strength to the cavity floor of deep Class I cavities.

μ -TBS to floors of Class I cavities (MPa) (SD)										
	Bulk	Horizontal layers			Vertical layers			Oblique layers		
		2	4	4 ^a	2	4	4 ^a	2	4	4 ^a
OP	11.8 ^{BC} (8.8)	16.0 ^B (5.6)	31.6 ^A (8.2)	30.2 ^A (8.4)	15.7 ^B (6.7)	18.1 ^B (6.9)	19.4 ^B (8.1)	17.6 ^B (12.0)	16.9 ^B (10.6)	19.8 ^B (7.7)
PTF (%)	15	0	0	0	0	0	0	25	10	0
SB	8.7 ^C (10.9)	12.7 ^{BC} (13.5)	29.9 ^A (8.1)	30.5 ^A (10.2)	8.6 ^C (12.3)	9.8 ^C (14.0)	18.8 ^B	10.7 ^{BC}	15.6 ^B	19.5 ^B
PTF (%)	55	45	0	0	55	60	0	55	45	5
OF	5.0 ^D (11.3)	14.8 ^{BC} (14.9)	16.9 ^B (15.4)	17.6 ^B (14.2)	7.0 ^C (10.0)	12.4 ^{BC} (15.0)	18.9 ^B	6.5 ^{CD}	12.4 ^{BC}	15.5 ^B
PTF (%)	80	45	45	25	60	50	15	70	50	20

* With lining. PTF: Pre-test failures (%) for each group.

Same superscript letter indicates no statistical difference ($p < 0.05$; within materials:

Wilcoxon test; between materials: Mann-Whitney U-test)

App. 6: DeMunck et al. 2011 [97]

Results of the micro-tensile bond strength tests

		μ -TBS (MPa)				% of Interfacial Failure		
		N*	Center**	Periphery**	Periphery	Center	Periphery	Wilcoxon
					-			Matched
					Center***			Pairs****
G-Bond	1 week	28	29.3 (19.4)	30.6 (18.8)	1.3	79%	71%	0.3454
	3M	9	13.3 (8.9)	14.8 (9.3)	6%	100%	100%	
	6M	16	15.3 (14.7)	16.2 (14.9)	p=0.9998	100%	95%	
	12M	11	8.1 (6.2)	9.5 (11.5)		100%	100%	
Clearfil SE	1 week	12	58.5 (21)	69.4 (16.5)	9.7	25%	13%	0.3454
	3M	11	62.4 (12.7)	69.5 (16.3)	17%	18%	50%	0.3454
	6M	11	54.9 (16.2)	62.6 (19.9)	p=0.0060	53%	65%	0.3454
	12M	8	30.5 (10.2)	44.8 (11.2)		75%	63%	0.3454
Protect Bond	1 week	13	50.2 (17.2)	64.9 (16.6)	8.1	4%	8%	
	3M	12	52.4 (17.4)	51.9 (16.9)	18%	67%	75%	0.6726
	6M	13	36.4 (18.8)	44.7 (14.5)	p=0.0226	77%	81%	0.7150
	12M	11	24.3 (14.4)	34.0 (11.9)		77%	100%	0.1088
ScotchBond 1 XT	1 week	17	39.7 (14.2)	40.5 (19.5)	0.5	47%	59%	0.3627
	3M	7	28.4 (19.4)	17.8 (15.9)	2%	86%	93%	
	6M	11	12.3 (11)	19.1 (20.6)	p>0.9999	82%	82%	0.8927
	12M	7	11.9 (11.4)	12.8 (11.4)		77%	65%	0.4652
OptiBond FL	1 week	11	53.2 (12.4)	65.1 (13.5)	2.8	55%	45%	0.6002
	3M	11	48.2 (18.2)	49.8 (20.3)	6%	23%	36%	0.3980
	6M	11	39.3 (17.5)	37.1 (14)	p=0.9860	49%	55%	0.7671
	12M	8	28.1 (13.2)	27.0 (13)		79%	75%	0.9165

* number of matched pairs, originating from different 1-3 specimens

** mean (standard deviation) in MPa

*** mean difference in MPa and percentage between periphery and central dentin,
p •value of corresponding Tukey multiple comparisons test

**** p•value of Wilcoxon matched pairs test on failure analysis

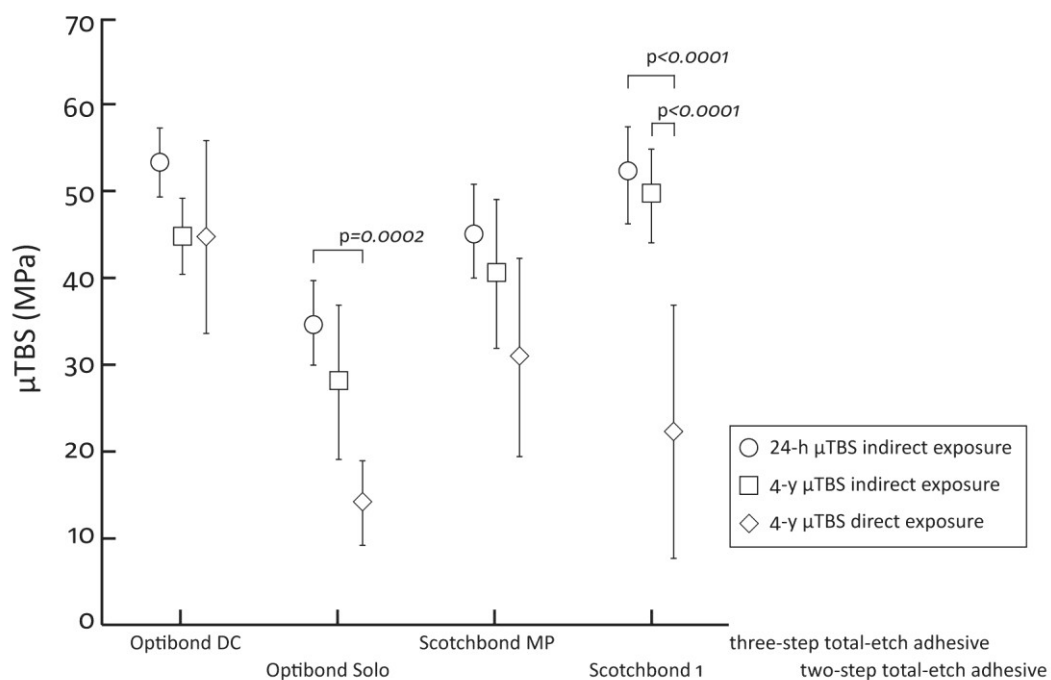
App. 7: DeMunck et al. 2002 [98]

Figure 1: Mean μ TBS to dentin of the three- and two-step total-etch adhesives investigated for each level of water exposure (mean and 95% confidence interval corrected for the multiple samples gathered from the same tooth).

Results: After 24 hrs of indirect water exposure (24hr-IE), the μ TBS of the three-step total-etch adhesive OptiBond Dual Cure to dentin (53.6 ± 8.2 MPa) (mean + standard deviation) was significantly ($p < 0.001$) higher than that of the two-step successor OptiBond Solo (34.8 ± 9.7 MPa). No significant difference ($p > 0.1$) in 24h- μ TBS was found between the two-step adhesive Scotchbond 1 (52.2 ± 9.1 MPa) and the three-step precursor Scotchbond Multi-Purpose (45.6 ± 11.1 MPa). Indirect exposure of the resin-dentin interface to water for 4 yrs (4yr-IE) did not significantly decrease the μ TBS of all 4 adhesives.

App. 8: Ferreira et al. 2011 [99]

Overall microtensile bond strength values and the respective standard deviations (MPa) obtained in each experimental condition

Exposure time (s)	OneStep Plus	Adper Single Bond 2
10	53.7 \pm 6.2 c,d	45.6 \pm 4.6 d
20	59.1 \pm 6.3 b	58.1 \pm 4.2 b,c
40	59.7 \pm 6.5 a,b	63.2 \pm 6.3 a

Groups with same letter are not significantly different (Tukey's test, $p > 0.05$).

App. 9: Lohbauer et al. 2008 [100]

Results of the microtensile bond strength to dentin

	Low C-factor				High C-factor, Class I cavity			
	No vacuum		Vacuum		No vacuum		Vacuum	
	no TC	TC	no TC	TC	no TC	TC	no TC	TC
Test group	(1)	(2)	(3)	(4)	(5)	(6)	(7)	(8)
μ TBS [MPa]	92.7 ^a	90.9 ^a	86.7a	71.8b	67.6b,c	50.2d	57.2c,d	47.0d
SD	31.8	26.6	27.5	27.0	26.5	20.3	19.4	14.2
PFS [%]	0	0	0	0	5	0	4	0

Superscript letters indicate no statistical difference (one-way ANOVA/ LSD, $p < 0.05$).

TC: thermocycling

SD: standard deviation

PFS: prematurely failed specimens.

10.3 Studien zur klinischen Simulation

First Author	Reference	Publication Year	Restorative Material	Adhesive System	Adhesive Class	Test type	Results
Frankenberger	101	2005	N/A	Syntac Clearfil SE Bond Xeno III iBond	4-step etch&rins 2-step self-etch 1-step self-etch 1-step self-etch	TML	App. 1
Bortolotto	102	2008	Durafill	AdheSE XenoIII	2-step self-etching 1-step self-etching	TML, TEM, μ-TBS	App. 2
Frankenberger	103	2007	Tetric Ceram	Syntac OptiBond FL Single Bond ClearFil SE Xeno III	4-step etch&rins 3-step etch&rins 2-step etch&rins 2-step self-etch 1-step self-etch	TML	App. 3
Blunck	104	2011	Filtek Z250	OptiBond FL Clearfil SE Adper Prompt L-Pop AdheSe One Adper Easy Bond Bond Force G-Bond iBond Self Etch One Coat 7.0 OptiBond All-in-One Clearfil Tri-S-Bond Xeno V	3 step etch&rins 2 step self-etch 1-Bottle All-in one	TML, TC	App. 4
Frankenberger	105	2008	Tetric Evo Ceram	Syntac XP Bond Scotchbond 1 XT/SB Plus AdheSE Clearfil SE Bond	4-step etch&rins 2-step etch&rins 2-step etch&rins 2-step self-etch 2-step self-etch	TML	App. 5a, 5b
Frankenberger	106	2005	Tetric Ceram	Syntac Classic Solobond Plus OptiBond FL Admira Bond Single Bond AdheSE Clearfil SE Bond Adper Prompt Xeno III iBond	3-step etch&rins 2-step etch&rins 2-step self-etch 1-step self-etch	TML	App. 6a, 6b
Garcia-Godoy	107	2010	Grandio Tetric Ceram	Solobond M Syntac	1-step self-etch 3-step-etch&rins	TML, TC, WS	App.7
Frankenberger	108	1999	Tetric	Syntac Classic Syntac Classic Total Etch Scotchbond, MPP Prime&Bond 2.1 Prime&Bond 2.1. Total Etch	3-step etch&rins prior etching 3-step etch&rins 2-step self-etch prior etching	TML, TC, PO	App. 8
Roggendorf	109	2011	SDR + CeramX mono Tetric Evo Ceram Filtek Supr. XT Venus Diamond	XP Bond Xeno V Syntac Adper Prompt L-Pop iBond self-etch	2-step etch&rins 1-bottle All-in-one 3-step etch&rins 1-bottle All-in-one 1-bottle All-in-one	TML, TC	App.9

App. 1: Frankenberger et al. 2005 [101]

Results of the μ TBS investigation after different amounts of thermomechanical loading

Adhesive	Microtensile bond strength (Mpa) (SD) after				
	0/0	100/3	1000/25	10,000/250	100,000/2,500
	Mechanical/thermal cycles				
Syntac	41.3 (8.4) ^A	39.4 (8.3) ^A	34.6 (8.2) ^A	32.0 (8.3) ^A	30.1 (6.9) ^A
Clearfil SE Bond	44.8 (7.7) ^A	42.6 (7.6) ^A	38.6 (8.7) ^A	34.3 (7.2) ^A	32.4 (6.7) ^A
Xeno III	27.5 (7.2) ^B	25.9 (8.2) ^B	20.4 (5.2) ^B	16.8 (6.5) ^B	13.7 (8.3) ^B
Ibond	27.0 (4.2) ^B	19.9 (6.1) ^C	15.1 (9.7) ^C	10.8 (8.7) ^C	6.2 (6.7) ^C

Same superscript letters within columns indicate no statistically significant difference among groups ($p < 0.05$; Mann-Whitney U-test).

App. 2: Bortolotto et al. 2008 [102]

Results of the number and percentage of pre-test failures as well as microtensile bond strength evaluation for the different adhesive systems

Adhesive	Non-loaded specimens μ TBS mean in MPa (S.D.)	Loaded specimens μ TBS mean in MPa (S.D.)
AdheSE	39.6 (14.7)	35.4 (22.1)
No. PTF (%)	1 (6.3)	4 (25)
Xeno III	21.8 (29.8)	15.9 (25.5)
No. PTF (%)	10 (63)	11 (69)

No significant differences were found between non-loaded and loaded specimens within both groups (Wilcoxon rank sum test, $p > 0.05$).

μ TBS = microtensile bond strength, No. PTF (%) = number of pre-test failures (percentage of pre-test failures), S.D. = standard deviation.

App. 3: Frankenberger et al. 2007 [103]

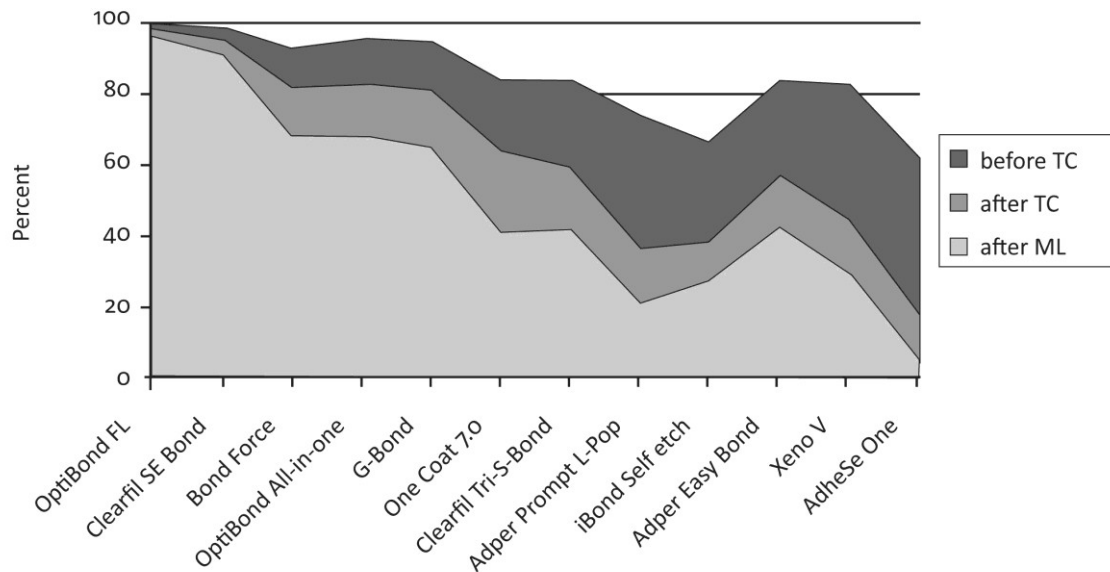
Results of marginal integrity in vitro and in vivo

Adhesive	in vitro		in vitro		
	Gap-free margins initially [%] (SD)	Gap-free margins after TML [%] (SD)	Gap-free margins at baseline [%] (SD)	Gap-free margins after 2 years [%] (SD)	Postoperative hypersensitivity baseline/2 years [no. of teeth]
Syntac	100 ^A	93.3 (4.4) ^A	97.3 (2.9) ^A	89.7 (5.9) ^A	1/0
OptiBond L	100 ^A	93.4 (3.8) ^A	97.3 (3.9) ^A	92.4 (5.4) ^A	1/0
Single Bond	100 ^A	95.6 (4.1) ^A	94.4 (5.0) ^B	87.7 (4.9) ^A	2/0
Clearfil SEB	94.3 (4.9) ^B	75.3 (12.2) ^B	92.5 (5.9) ^B	67.3 (12.1) ^B	0/0
Xeno III	95.1 (4.5) ^B	56.8 (7.7) ^C	93.4 (6.4) ^B	46.8 (8.8) ^C	3/1

Data in columns with same superscript letters are not statistically different ($p > 0.05$; Mann-Whitney U-test)

App. 4: Blunck and Zaslansky 2011 [104]

Cumulative median values of margin quality "continuous margin" in % of entire margin length after 21 days of water storage after TC and ML



Results: The median values of % „continuous margin“ following TC and ML, respectively, were: OPT(98.6/96.2), CSE(95.4/90.9), BF(81.7/68.1), GB(81.1/65.0), OPA(83.0/68.1), OC(64.1/41.3), TSB(59.3/42.2), EB(57.1/42.6), IB(38.4/27.6), PLP(36.6/21.5), XV(45.0/30.0), AHO(17.7/5.4).

Statistical evaluation (Kruskal-Wallis test with Bonferoni adjustment, $p < 0.05$) revealed the following ranking ML: OPT=CSE>BF=OPA=GB>OC=EB=TSB=XV=IB=PLP>AHO

App. 5: Frankenberger et al. 2008 [105]

a) Results of the SEM analysis of enamel margins before and after thermomechanical loading (TML).

Adhesive	Gap-free margins in enamel [%](SO)	
	prior to TML	after TML
Syntac SEE	100 ^A	91.4 (6.7) ^{A*}
Syntac ER	100 ^A	88.7 (8.4) ^{A*}
XP Bond	100 ^A	89.4 (8.3) ^{A*}
Single Bond Plus	99.0 (1.9) ^A	87.5 (11.9) ^{A*}
AdheSE	100 ^A	70.3 (11.7) ^{B*}
AdheSE SEE	100 ^A	89.2 (15.3) ^{A*}
AdheSE ER	100 ^A	88.9 (17.7) ^{A*}
Clearfil SE Bond	100 ^A	68.6 (15.3) ^{B*}
Clearfil SE Bond SEE	100 ^A	88.8 (13.4) ^{A*}
Clearfil SE Bond ER	100 ^A	90.6 (12.1) ^{A*}

Same letters within column indicate no statistically significant difference ($p > 0.05$, Mann-Whitney U-test). Asterisks stand for $p < 0.05$; Wilcoxon test.

SEE= selective enamel etch; ER = etch-and-rinse.

b) Results of the SEM analysis of dentine margins before and after TML.

Adhesive	Gap-free margins in enamel [%](SO)	
	prior to TML	after TML
Syntac SEE	100 ^A	40.5 (13.7) ^{C*}
Syntac ER	100 ^A	62.7 (18.7) ^{B*}
XP Bond	100 ^A	60.0 (18.3) ^{B*}
Single Bond Plus	100 ^A	58.9 (16.9) ^{B*}
AdheSE	100 ^A	74.1 (15.3) ^{AB*}
AdheSE SEE	100 ^A	61.6 (13.4) ^{B*}
AdheSE ER	100 ^A	41.8 (12.2) ^{C*}
Clearfil SE Bond	100 ^A	82.0 (12.3) ^{A*}
Clearfil SE Bond SEE	100 ^A	63.9 (14.0) ^{B*}
Clearfil SE Bond ER	100 ^A	35.4 (16.4) ^{C*}

Same letters within column indicate no statistically significant difference ($p > 0.05$, Mann-Whitney U-test). Asterisks stand for $p < 0.05$; Wilcoxon test. SEE= selective enamel etch; ER = etch-and-rinse.

App. 6: Frankenberger et al. 2005 [106]

a) Results of the SEM analysis of enamel margins before and after thermo-mechanical loading (TML).

Adhesive	Gap-free margins in enamel [%] (SA)	
	Prior to TML	After TML
Syntac classic	100 ^A	92.9 (7.4) ^A
Solobond Plus	100 ^A	94.3 (6.7) ^A
OptiBond FL	100 ^A	94.7 (5.3) ^A
Admira Bond	99.3 (2.1) ^A	90.6 (9.3) ^A
Single Bond	98.9 (2.2) ^A	94.5 (7.2) ^A
AdheSE	92.1 (6.1) ^{AB}	80.0 (10.0) ^B
Clearfil SE Bond	96.3 (5.9) ^A	71.3 (14.1) ^{BC}
Adper Prompt	91.2 (9.9) ^{AB}	56.2 (14.8) ^C
Xeno III	94.7 (7.3) ^{AB}	54.6 (18.1) ^C
iBond	89.0 (9.7) ^B	54.0 (14.3) ^C

Same letters within one column indicate no statistically significant difference ($p > 0.05$, Mann-Whitney-U test).

b) Results of the SEM analysis of dentine margins before and after thermo-mechanical loading (TML).

Adhesive	Gap-free margins in dentine [%] (SA)	
	Prior to TML	After TML
Syntac classic	100 ^A	69.8 (14.0) ^A
Solobond Plus	97.9 (3.3) ^A	70.3 (19.7) ^A
OptiBond FL	100 ^A	65.6 (14.0) ^A
Admira Bond	98.9 (2.0) ^A	64.2 (22.5) ^A
Single Bond	96.5 (5.5) ^{AB}	62.5 (16.1) ^A
AdheSE	98.9 (3.2) ^A	62.8 (21.0) ^A
Clearfil SE Bond	100 ^A	62.9 (16.8) ^A
Adper Prompt	94.7 (7.8) ^{AB}	34.0 (15.7) ^B
Xeno III	95.2 (6.9) ^{AB}	38.1 (13.5) ^B
iBond	87.7 (10.4) ^B	15.0 (11.2) ^C

Same letters within one column indicate no statistically significant difference ($p > 0.05$, Mann-Whitney-U test).

App. 7: Garcia-Godoy et al. 2010 [107]

Overview of results with percentages of gap-free margins in % (SD).

Materials	Substrate	Initial	In vitro			In vivo	
			TML	WS	WS + TML	Initial	6 Years
Syntac + Tetric Ceram	Enamel	100	90 (3)	99 (2)	87 (8)	90 (9)	80 (18)
	Dentin	100	66 (11)	75 (10)	52 (16)	n.a.	n.a.
Solobond M + Grandio	Enamel	100	87 (4)	97 (2)	85 (9)	86 (10)	74 (19)
	Dentin	98 (2)	55 (14)	67 (11)	42 (14)	n.a.	n.a.

TML, thermo-mechanical loading; WS, water storage for 2190 days.

App. 8: Frankenberger et al. 1999 [108]

Results of static and cyclic fatigue test. Same letters indicate no statistically significant difference ($p > 0.05$, Mann-Whitney-U test, in analogy displayed for fatigue results)

Bonding system	n	Push-out bond strength (PBS) after static loading			Adhesive fatigue limit (AFL) after 5000 cycles			AFL in % of PBS
		MPa	S.D.	Level of significance	MPa	S.D.	Level of significance	
SY	30	16.9	0.9	A	14.2	1.7	A	84
SE	30	17.5	1.8	A	14.8	3.4	A	86
SB	30	18.5	1.7	A	13.9	2.1	A	75
PB	30	14.6	2.2	B	7.2	2.4	B	49
PE	30	13.4	2.2	B	6.8	1.8	B	51

App. 8: Roggendorf et al. 2011 [109]

Overview of results. Same superscript letters within columns mean $p > 0.05$.

CXm, CeramX mono+; TEC, Tetric EvoCeram; FSXT, Filtek Supreme XT; VD, Venus Diamond.

Adhesive	Resin- Composite	Enamel- initial	Enamel (TML)	Dentine- initial	Dentine (TML)	Internal adaption (TML)
XP Bond	SDR + CXm	100 ^a	87.4 (7.0) ^a	100 ^a	64.9 (8.7) ^a	70.1 (12.0) ^a
	CXm	100 ^a	90.3 (6.7) ^a	100 ^a	63.2 (7.6) ^a	66.3 (9.9) ^a
Xeno V	SDR + CXm	96.8 (3.9) ^b	62.4 (10.1) ^b	100 ^a	50.3 (7.4) ^b	56.2 (10.4) ^b
	CXm	100 ^a	64.1 (9.6) ^b	100 ^a	52.5 (7.0) ^b	58.9 (9.4) ^b
Syntac	SDR + TEC	100 ^a	91.5 (3.2) ^a	100 ^a	66.6 (7.9) ^a	73.8 (9.4) ^a
	TEC	100 ^a	90.2 (2.1) ^a	100 ^a	64.3 (7.0) ^a	69.4 (11.9) ^a
Prompt L-Pop	SDR + FSXT	100 ^a	59.9 (10.4) ^b	94.3 (4.5) ^b	38.5 (11.1) ^c	36.2 (14.3) ^c
	FSXT	100 ^a	63.2 (11.0) ^b	92.2 (3.4) ^b	41.6 (10.0) ^c	31.0 (12.0) ^c
iBond SE	SDR + VD	90.3 (4.5) ^c	46.2 (10.4) ^c	100 ^a	56.2 (6.9) ^b	54.6 (12.3) ^b
	VD	89.9 (3.9) ^c	42.1 (9.7) ^c	100 ^a	55.1 (5.8) ^b	57.0 (9.8) ^b

11 Danksagung

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Roland Frankenberger, Direktor der Abteilung für Zahnerhaltung der Philipps-Universität Marburg, für die Überlassung des Dissertationsthemas und die intensive Unterstützung bei der Entstehung dieser Arbeit. Er war einem bei allen Fragen rund um die Arbeit jederzeit behilflich.

Meinem Mann Dragomir danke ich von ganzem Herzen für die Geduld und liebevolle Unterstützung während des Entstehens der Arbeit.

Bei meinen Eltern und meiner Schwester Marija, die mir mein Studium und so vieles andere ermöglicht haben und auf deren liebevolle, seelische und moralische Unterstützung ich stets zählen konnte, möchte ich mich herzlich bedanken.